

Universidade Federal de Sergipe

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE

CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DA TECNOLOGIA - CCET

NÚCLEO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA - NPGFI

**BRUNO RIBEIRO DE MESQUITA**

CONTROLE DE QUALIDADE EM DISPOSITIVOS DE EXIBIÇÃO DE IMAGENS

UTILIZADOS EM RADIODIAGNÓSTICO EMPREGANDO O PADRÃO GSDF E

JND

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

“Cidade Universitária Prof. José Aloísio de Campos”

São Cristóvão-SE

Fevereiro/2017

BRUNO RIBEIRO DE MESQUITA

**CONTROLE DE QUALIDADE EM DISPOSITIVOS DE EXIBIÇÃO DE  
IMAGENS UTILIZADOS EM RADIODIAGNÓSTICO EMPREGANDO O  
PADRÃO GSDF E JND**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Núcleo de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal de Sergipe (NPGFI-UFS) como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Mestre em Física.

Linha de Pesquisa: Física Médica

Orientadora: Dra. Divanízia do Nascimento Souza

“Cidade Universitária Prof. José Aloísio de Campos”

São Cristóvão-SE

Fevereiro/2017

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**  
**Núcleo de Pós-Graduação em Física**

**“Controle de qualidade em dispositivos de exibição de imagens  
utilizados em radiodiagnóstico empregando o padrão GSDF e JND”**

**por**

**Bruno Ribeiro de Mesquita**

**Dissertação de mestrado APROVADA em sessão pública no dia  
dezessete de fevereiro do ano dois mil e dezessete perante a banca  
examinadora constituída pelos seguintes professores:**

  
**Profa. Dra. Divanizia do Nascimento Souza**  
**(DFI-UFS)**

  
**Profa. Dra. Ana Figueiredo Maia**  
**(DFI-UFS)**

  
**Profa. Dra. Mercia Liane de Oliveira**  
**(CRCN/NE-PE)**

*“in memorian* a minha mãe Maria dos Anjos Abreu.

*in memorian* ao meu pai Francisco das Chagas Abreu.

A Valdinar Mariano, Evandro Mariano e Antonio de Pádua.

A Maria da Cruz Abreu, Cristiany Mariano e Maria de Lourdes.

A Maria José Costa, Albertino Neto e Antonio Alberto Filho.

A Silmara Andrade, João Pedro Vítório e José Carlos de Andrade.

A Karoline Ferreira Batista, João Mendonça Neto e João Paulo.

A Deigivan da Silva, Gilberto Júnior, Iure Carvalho e Givanilson Brito.

A Raiane Sodré, Sabrina Marques, Ethe Costa e Lilian Ribeiro.

A Adolfo Henrique, Osmar Machado, Jeferson Marques e Janaelson Abílio

A Cássio Ferreira, Danilo Junot, João Vinicius B. Valença e Héstia Raissa.”



## Agradecimentos

Agradeço a Deus pelo dom da vida, pela coragem de lutar, pela inteligência, por sempre acreditar que podemos vencer os desafios que a vida nos impõe e por nunca ter me deixado de lado nos momentos mais difíceis dessa caminhada. Diretamente agradeço:

- Especialmente aos meus pais pelos ensinamentos e por mostrar que o estudo seria o único legado que poderiam deixar para mim. Aos meus padrinhos Antonio de Pádua, Evandro Mariano e Valdinar Mariano e as minhas madrinhas Cristiany Mariano, Maria de Lourdes Ribeiro e Maria da Cruz Abreu por sempre me apoiarem em conselhos, palavras que sem dúvida alguma foram de extrema importância na minha formação e mesmo distantes estão na torcida pelo meu sucesso.
- À Dra. Divanília do Nascimento Souza pela valiosa orientação, paciência, motivação, apoio em todos os momentos do mestrado e por ter sido fundamental não só na orientação desse trabalho, mas pela minha permanência no programa. Obrigado por tudo e que Deus lhe ilumine, proteja ontem, hoje e sempre.
- Ao Dr. Cássio Costa Ferreira pela co-orientação, apoio teórico e suporte experimental, pelo incentivo, pela cobrança que às vezes tornaram-se excessivas, mas que foi fundamental para o entendimento e realização desse trabalho.
- À Dra. Denise Yanikian Nersissian pelo suporte experimental que foi de supra importância para a realização desse trabalho. Agradeço aos membros de sua equipe como: Camila Melo, Caroline e Louise Giansante pelo apoio durante o período em que estive na USP.
- Ao Prof. Dr. Luiz Antonio Pereira dos Santos do CRCN/CNEN da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) pela idéia de podermos realizar medições através de métodos alternativos, fator que contribuiu como inovação em minha pesquisa. Muito obrigado pela recepção.
- Ao meu amigo-irmão Deigivan da Silva, parceiro de estudo, resenhas, momentos difíceis durante essa caminhada mas, sempre estava me apoiando e incentivando.

- Aos meus professores do Instituto Federal do Piauí Adivaldo Ferreira, Emanoela Maciel, Etevaldo Valadão, Cláudia Lima, Ricardo Duarte, Vilani Vasconcelos, pela força que me deram para que eu viesse em busca dessa formação. Em especial ao Prof. Fernando Rosas pela amizade, apoio e por sempre está disponível no auxílio de decisões importantes em minha vida.
- Ao meu professor-amigo Jonathas Peres de Macedo pela valiosa amizade, por está a disposição nas decisões de minha vida acadêmica e na torcida pelo meu sucesso.
- Aos professores do mestrado, Dr. Francisco Assis Góis de Almeida, Dr. Mário Ernesto Giroldo Valério e Dr. Nelson Orlando Moreno Salazar pelo conhecimento transmitido durante as disciplinas obrigatórias e por sempre está a disposição para tirar dúvidas, além de repassar sua experiência acadêmica.
- Ao meu amigo Gilberto José Barbosa Júnior por dividir residência comigo, pelas conversas, apoio, incentivo e por sempre me ajudar quando precisei. Muito obrigado por tudo e que Deus lhe abençoe sempre.
- À Dona Maria José Costa e Silmara Andrade por toda força, incentivo e por sempre acreditar em mim desde cedo. Agradeço também à Albetino Neto e Antonio Alberto Filho pela torcida em minhas conquistas.
- Aos meus amigos de turma Sabrina Marques, Iure Carvalho, Marcos Alves pela amizade e companheirismo durante essa jornada. À minha amiga Raiane Sodré pela amizade, incentivo e apoio. Aos meus amigos Osmar Machado e Adolfo Henrique por sempre estarem disponíveis nos momentos de dicas para execução desse trabalho. Aos colegas de sala Jeferson Marques, Janaelson Abílio, Arisovaldo e Patrésio.
- Ao grupo de Física Médica da UFS, Andrea Novaes, Anderson Manoel, Carolina Abreu, Danilo Junot, Fábio Rolemberg, Gabryelle Timbó, Greiciane Cesário, Iury Silveira, João Vinicius Valença, Héstia Raissa e Luiza Freire pela amizade e por contribuições nesse trabalho.

- As Profas. Dra. Ana Figueiredo Maia e Dra. Mércia Liane de Oliveira pelas valiosas contribuições para a versão final desse trabalho.
- Aos meus amigos do Piauí: Ana Karynne, Alexandro Silva, Braúlio Ferreira, Fabiano Araújo, Franciane Santos, João Pedro Vitorio, Huelison Magalhães, Reginaldo Ribeiro, Rosimeyre Pereira, Handerson Bruno, Wilson Melo, Guilherme Gomes, Layson Henrique, Eumário Dias, Mayla Magalhães, Miriam Pereira, José Carlos, Marcelo Alves, Didimo de Castro por sempre me apoiarem em minhas lutas e conquistas.
- Aos meus amigos que fiz aqui em Sergipe: Ethe Costa, Lilian Ribeiro (prima), Fernanda Simões, Givanilson Brito, Thamyres Lima, Erisfagna Ribeiro, Damon Farias, Janaelson Abílio, Jailsson Lima, Jaédson, Joeliton, Leo Sousa, Jorge Filho, Wellisson, Douglas, Carla, Cristiane por me acompanharem nessa trajetória acadêmica.
- Em especial, agradeço à minha namorada Karoline Ferreira Batista pelo amor, amizade, companheirismo, compreensão, dedicação, motivação, por sempre me apoiar na reta final dessa formação e obrigado por me fazer feliz, seguir em frente e me proporcionar momentos especiais em minha vida. Agradeço também a sua mãe Dona Silvan Ferreira, ao seu pai João Batista, aos seus irmãos João Mendonça Neto e João Paulo, sou grato pelo apoio e receptividade.
- A CAPES pelo auxílio financeiro.

“O futuro pertence àqueles que se preparam hoje para ele.”

*Malcolm X*

“É difícil conciliar o sucesso sem humildade.”

*Raymond Loewy*

“Temos o destino que merecemos. O nosso destino está de acordo com os nossos  
méritos.”

*Albert Einstein*

## Resumo

Neste trabalho foi realizado um estudo sobre procedimentos de avaliação da qualidade de dispositivos de exibição de imagem (monitores) utilizados em radiodiagnóstico, a partir da análise da curva característica de luminância versus a menor diferença detectável de contraste (JND), levando em conta o tempo de uso desses equipamentos. Os dispositivos avaliados foram de diferentes marcas de fabricação, modelos, séries e possuíam resoluções distintas. A avaliação da qualidade de monitores exerce forte influência na qualidade de imagem. Para essa avaliação de controle de qualidade, além dos métodos e instrumentos tradicionalmente empregados, foi empregado um método alternativo para medição de luminância utilizando grandezas elétricas e fotométricas, que foram validadas por comparação aos dados obtidos utilizando-se um fotômetro, que é medidor padrão de luminância. Os testes de controle de qualidade para avaliação de reflexão difusa, reflexão especular, reflexão interna ou velamento, resolução, ruído, resposta de luminância e contraste e uniformidade de luminância foram realizados nos dispositivos com imagens padrão teste TG18 em formato DICOM GSDF, com vários tons de cinza. Essas imagens são disponibilizadas pela Associação Americana dos Físicos em Medicina (AAPM). Os resultados foram analisados com base nos limites estabelecidos para monitores primários e secundários estabelecidos em protocolos de controle de qualidade para radiodiagnóstico, incluindo um da AAPM e outros da Europa. Nas análises, levou-se em consideração a iluminação dos ambientes em que se encontravam os monitores. Os resultados qualitativos e quantitativos foram correlacionados ao tempo de uso dos dispositivos de exibição. Os softwares utilizados para visualização das imagens testes foram o Radiant DICOM, Micro DICOM e o Isyte Radio-logy. Os resultados demonstram a relevância do acompanhamento do tempo de uso desses dispositivos, que podem ser classificados como primários (uso em diagnóstico) e secundários (visualização apenas). Foi verificado entre os monitores aferidos, utilizados em radiologia geral, que aqueles com resolução entre 2 e 5 megapixels podem ser classificados como primários até certo tempo de uso; entre os dispositivos analisados com mais de 50.000 horas de uso, alguns demonstram um comportamento equivalente ao de monitores secundários. O acompanhamento da evolução temporal do uso de

um dispositivo no radiodiagnóstico é importante, para que se evite erros no diagnóstico médico. Não só os dispositivos de maior resolução são adequados para laudos em radiodiagnóstico, mas também aqueles com menor resolução, desde que seus parâmetros de exibição de imagem estejam de acordo com as recomendações de controle de qualidade.

**Palavras-chave: Controle de qualidade. Luminância. DICOM GSDF . JND. Dispositivos de exibição**

## Abstract

In this work, a study has been done about the procedures for evaluating the quality of image display devices (monitors) used in radio-anomaly, based on the analysis of the luminance characteristic curve versus the lowest just noticeable difference (JND), taking into account the time use of such equipment. The evaluated devices were of different manufactures, models, series and had different resolutions. The evaluation of the quality of monitors exerts a strong influence on the image quality. For this evaluation of quality control, in addition to methods and instruments traditionally employed, an alternative method was used to measure luminance using electric and photometric quantities, which was validated by comparison with data obtained using a photometer, which is a standard meter of luminance. The quality control tests for evaluation of diffuse reflection, specular reflection, internal reflection or blurring, resolution, noise, luminance and contrast response and luminance uniformity were performed on devices with standard TG18 test images in DICOM GSDF format, with several shades of gray. These images are made available by the American Association of Physicists in Medicine (AAPM). The results were analyzed based on the limits established for primary and secondary monitors established in quality control protocols for radiodiagnostics, including one from the AAPM and others from Europe. In the analyzes, the illuminance of the environments in which the monitors were taken into account. The qualitative and quantitative results were correlated with the time of use of the display devices. The software used to view the test images were Radiant DICOM, Micro DICOM and Isyte Radiology. The results demonstrate the relevance of monitoring the use time of these devices, classified as primary (diagnostic use) and secondary (visualization only). It was verified among the monitored monitors, used in general radiology, that those with resolution between 2 and 5 megapixels can be classified as primary until a certain time of use; Among the analyzed devices with more than 50,000 hours of use, some demonstrate a behavior equivalent to that of secondary monitors. Monitoring the temporal evolution of the use of a device in radiodiagnosis is important so that errors in medical diagnosis are avoided. Not only are the higher resolution devices suitable for diagnostic reports but also those with lower resolution since

their image display parameters comply with quality control recommendations.

**Keywords:** Quality control. Luminance. DICOM GSDF. JND. Display Devices



# Sumário

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Fundamentação Teórica</b>	<b>4</b>
2.1	Radiologia Digital . . . . .	4
2.2	Qualidade de Imagem . . . . .	7
2.3	A Física das Imagens . . . . .	8
2.4	A Física dos Monitores . . . . .	12
2.5	O Modelo de Barten . . . . .	14
2.6	A Função de Apresentação da Escala de Cinza Padrão - GSDF . . . . .	16
2.7	Menor Diferença Detectável - JND . . . . .	18
2.8	Tabela de Dados - LUT . . . . .	20
2.9	Grandezas Elétricas em Dispositivos de Exibição . . . . .	20
2.10	Medidas Ópticas e Grandezas Fotométricas no Radiodiagnóstico . . . . .	21
2.10.1	Fotometria . . . . .	21
2.10.2	O Ângulo Sólido . . . . .	23
2.10.3	Potência Radiante ( $\Phi_e$ ) . . . . .	24
2.10.4	Fluxo Luminoso ( $\Phi$ ) . . . . .	24
2.10.5	Intensidade Luminosa (I) . . . . .	24
2.10.6	Iluminância (E) . . . . .	26
2.10.7	Luminância (L) . . . . .	27
2.11	Testes de Controle de Qualidade . . . . .	28
2.11.1	Reflexão Difusa . . . . .	29

2.11.2	Reflexão Especular . . . . .	29
2.11.3	Reflexão Interna ou Velamento . . . . .	31
2.11.4	Resolução . . . . .	34
2.11.5	Ruído . . . . .	35
2.11.6	Resposta de Luminância e Contraste . . . . .	36
2.11.7	Uniformidade de Luminância . . . . .	37
<b>3</b>	<b>Metodologia</b>	<b>39</b>
3.1	Radiant Dicom View 2.2.9 e Micro Dicom View . . . . .	40
3.2	O Cálculo do Ângulo Sólido . . . . .	41
3.3	Avaliação da Qualidade dos Monitores . . . . .	43
3.3.1	Teste de Reflexão Difusa . . . . .	49
3.3.2	Teste de Reflexão Especular . . . . .	49
3.3.3	Teste de Reflexão Interna ou de Velamento . . . . .	50
3.3.4	Teste de Resolução . . . . .	51
3.3.5	Teste de Ruído . . . . .	51
3.3.6	Teste de Resposta de Luminância e Contraste . . . . .	51
3.3.7	Teste de Uniformidade de Luminância . . . . .	52
<b>4</b>	<b>Resultados e Discussões</b>	<b>53</b>
4.1	Reflexão Difusa . . . . .	54
4.2	Reflexão Especular . . . . .	57
4.3	Reflexão Interna ou Velamento . . . . .	60
4.4	Resolução . . . . .	61
4.5	Ruído . . . . .	62
4.6	Resposta de Luminância e Constraste . . . . .	63
4.7	Uniformidade de Luminância . . . . .	99
4.8	Avaliação Geral dos Monitores no Diagnóstico . . . . .	99
<b>5</b>	<b>Considerações Finais</b>	<b>103</b>

SUMÁRIO	xii
6 Perspectivas Futuras	106
Referências Bibliográficas	107

# Capítulo 1

## Introdução

O surgimento da radiologia digital, decorrente da evolução tecnológica, representou melhorias significativas ao radiodiagnóstico, à qualidade dos dispositivos utilizados para fins médicos, que possibilitaram o processamento, aquisição e visualização de imagens e, também, às condições de iluminância dos ambientes em que se encontram esses dispositivos. Para prestação de bons serviços, um setor de radiodiagnóstico requer um programa de controle de qualidade para avaliação de monitores, que deve ser executado com auxílio de profissional qualificado. Para tanto, os testes propostos pelos protocolos de controle de qualidade para essa área são de extrema importância para classificação dos dispositivos de exibição de imagem para o diagnóstico médico como sendo primários e para visualização de imagens médicas como sendo secundários.

O avanço em estudos sobre controle de qualidade faz com que haja maior interesse em estabelecer garantia de qualidade com desenvolvimento de ações planejadas, promovendo a confiabilidade de avaliações baseadas em legislações ou protocolos vigentes. Um programa de controle de qualidade visa detalhar como devem ser desenvolvidos os testes propostos, e inclui o gerenciamento e técnicas de controle de qualidade, que podem envolver avaliações diárias, mensais e semestrais relativas à verificação de desempenho da qualidade dos equipamentos utilizados em serviços de radiologia. Quando não se dispõe de equipamentos básicos para medições, pode-se, em alguns casos, buscar maneiras alternativas para a realização de controle de qualidade, desde que os resultados sejam validados

com o equipamento medidor da grandeza principal no teste.

Para aperfeiçoamento dos processos de visualização de imagens médicas, surgiram nos anos 1970 os primeiros monitores digitais, de início associados à imagem de tomografia computadorizada, e em seguida, para ecografia, radiologia digital e ressonância magnética. Assim, com o surgimento do sistema de comuniação e arquivamento de imagens médicas (PACS, do inglês, *Picture Archiving and Communication System*), as imagens puderam ser armazenadas digitalmente e visualizadas com rapidez [1].

No Brasil, as primeiras iniciativas com vistas ao desenvolvimento de técnicas de controle de qualidade no radiodiagnóstico foram efetivadas no Departamento de Física do Campus de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (USP), com o desenvolvimento de diversos dispositivos para realização de testes de controle de qualidade em equipamentos usados em radiologia. Esse departamento, promoveu uma formação de pessoal qualificado para desenvolvimento de técnicas inovadoras de avaliação, na mesma época do surgimento dos monitores digitais, sob a coordenação do professor Thomaz Ghilardi Netto [2].

As imagens radiológicas digitais clínicas são resultados da interação de radiações ionizantes com tecidos do corpo. Essas imagens apresentam diversas graduações de tons, normalmente em escalas de níveis de cinza. Para tons muito semelhantes, tem-se uma dificuldade que na maioria das vezes indicam uma dificuldade de percepção pelo olho humano. A preocupação com essa percepção fez com que fosse desenvolvido um modelo que apresentasse um limite perceptível entre uma imagem com um determinado nível de cinza em relação a outra. Isso motivou o surgimento do padrão DICOM (Comunicação Imagens Digitais em Medicina, do inglês, *Digital Imagin and Comunicação in Medicine*) GSDF (Função de Exibição da Escala de Cinza Padrão, do inglês, *Greyscale Standard Display Function*). Esse padrão estabelece a quantidade de níveis de cinza relacionado o número de bits da imagem e a Menor Diferença Detectável (JND, do inglês, *Just Noticiable Difference*) que possibilita a distinção entre os tons de cinza. Com os testes de controle de qualidade, é possível analisar graficamente esse padrão e definir tal diferença através de uma curva característica.

O estudo de controle de qualidade em dispositivos de exibição envolve diversos parâmetros que são importantes para distinguir os monitores adequados para visualização

de imagens médicas ou para o diagnóstico médico. Esses parâmetros incluem a luminância ambiente, luminância mínima, luminância máxima, iluminância do local onde se encontra o monitor, coeficiente de reflexão difusa e especular. Por outro lado, uma característica importante a ser analisada é o tempo de uso de cada dispositivo, pois, considerando-se as grandezas avaliadas, dentro dos limites recomendáveis, é possível estabelecer um determinado tempo para o dispositivo ser utilizado para finalidades clínicas.

O propósito desse trabalho foi desenvolver um estudo investigativo com o objetivo de avaliar a qualidade dos dispositivos de exibição no radiodiagnóstico por meio de testes de controle de qualidade, levando em consideração o tempo de uso do dispositivo e parâmetros dentro dos limites baseados nos protocolos de controle de qualidade. Os dispositivos avaliados nesse estudo foram das marcas de fabricação BARCO, EIZO e SAMSUNG, com distintos números de séries, modelos distintos e tempo de uso.

A literatura já apresenta alguns trabalhos, envolvendo estudos sobre controle de qualidade de dispositivos de exibição de imagens, com relatos sobre testes para verificação de desempenho, porém não relacionados com o tempo de uso do dispositivo.

É importante um programa de controle de qualidade que também identifique o tempo de uso, na avaliação de controle de qualidade para que possa ser mais um parâmetro a ser avaliado e que contribua para o acompanhamento do dispositivo. Porém, será apresentado um estudo demonstrativo com ênfase em resultados favoráveis, baseado na análise temporal envolvendo todos dispositivos de exibição que foram submetidos a avaliação e tendo como referência aquele com uma resolução máxima de 5 MP, que possa comprovar que monitores com uma resolução menor que 5 MP possa ser utilizado para diagnóstico médico e, além disso, monitores com um tempo de uso elevado possa ser classificado como secundário, tendo por base os protocolos de controle de qualidade no radiodiagnóstico, como por exemplo, o espanhol e europeu.

# Capítulo 2

## Fundamentação Teórica

Neste capítulo serão apresentadas informações sobre estudos anteriores relativos a controle de qualidade e visualização de imagem no radiodiagnóstico e à dependência da qualidade de uma imagem com o processo de aquisição e com as técnicas de controle de qualidade envolvidas. Serão apresentadas também as recomendações do Protocolo Espanhol de Controle de Qualidade, dos protocolos da Associação Americana do Físicos em Medicina (AAPM), do Colégio Americano de Radiologia (ACR) e do Protocolo Europeu, sobre parâmetros e técnicas que devem ser considerados na avaliação dos dispositivos de aquisição e exibição de imagens digitais no radiodiagnóstico, levando em consideração os padrões de exibição em tons de cinza.

### 2.1 Radiologia Digital

Desde 1895, com o descobrimento dos raios X por Wilhelm Conrad Roetgen, a radiologia vem sendo uma especialidade importante, principalmente na Medicina, auxiliando no diagnóstico, planejamento de tratamento e no registros de casos clínicos. Antes do surgimento da radiologia digital na década de 1980, tinha-se a radiologia convencional, que ainda hoje apresenta vantagens como também desvantagens em relação a digital. Entre as desvantagens podemos citar as doses mais elevadas de radiação requerida para a aquisição da imagem, a variabilidade da qualidade de imagem obtida, o processamento

longo de informações radiográficas, necessidade de um local próprio adequado a esse tipo de processamento e a impossibilidade de modificação de imagem após sua visualização. Todavia, o avanço primordial na produção de filmes radiográficos ultra-rápidos possibilitou reduzir o tempo em que o paciente deve ficar exposto às radiações. Além disso, na radiologia digital os aparelhos de alta resolução representam um avanço para a qualidade do radiodiagnóstico [3]. O desenvolvimento de novos aparelhos tem sido fundamental, principalmente no que diz respeito a diminuição de dose de radiação ionizante, fator esse que também auxilia na produção de uma imagem de qualidade.

A radiologia digital é o ramo do diagnóstico médico que emprega sistemas computacionais nos diversos métodos para a aquisição, transferência, armazenamento ou tratamento de imagens médicas que emprega recursos disponibilizados por diversos *softwares*, que permitem a alteração do brilho, contraste da imagem, inversão do tom cinza, aplicação de cores e o aumento da nitidez. Esse ramo teve início em 1970 com o *Picture Archiving and Communication System* (PACS), que é um sistema de comunicação e arquivamento de imagens (PACS) que permite qualidade no arquivamento de informações, de imagens de laudo e fluxo rápido dessas imagens nos serviços radiológicos. No primeiro momento, os dispositivos em radiologia digital produziam-se exames de tomografia computadorizada (TC), mas posteriormente passaram a ser utilizados para ecografia, radiologia digital e ressonância magnética. As primeiras imagens radiográficas digitais foram realizadas utilizando-se scanners ou câmeras de vídeo, o que deixava o processo com custo elevado[4].

Para consolidação do radiodiagnóstico na Medicina, foi necessário o desenvolvimento de equipamentos e técnicas que possibilitam a reprodução de exames e, além disso, o conhecimento e controle de parâmetros como tensão de tubo, corrente aplicada no equipamento, tempo de exposição e distância tubo-paciente.

Para que um profissional realize um diagnóstico médico com alta confiabilidade por meio da informação obtida pela imagem digital, o monitor de imagem deve apresentar um bom desempenho. Para a avaliação da qualidade de imagem, é necessário que alguns parâmetros do monitor e do ambiente da sala de laudo sejam avaliados de forma regular e com frequência. A qualidade de imagem determinada pelo monitor envolve dois processos distintos e importantes que são a Certificação de Qualidade (Quality Assurance - QA) e



o Controle de Qualidade (Quality Control - QC).

A Certificação de qualidade - QA é realizada pelo fabricante do monitor com o objetivo de certificar se o dispositivo apresenta parâmetros adequados antes de ser distribuídos ao mercado consumidor, evitando problemas no seu desempenho. O controle de qualidade - QC é um subprocesso do QA e envolve testes para verificar o nível de desempenho do monitor ao longo do tempo[5, 6].

A radiologia digital oferece diversas vantagens com relação a convencional [7]-[11], tais como:

- Ausência de processamento químico, não havendo necessidade de instalações hidráulicas especiais em câmara escura ou de soluções químicas para processamento radiográfico;
- Redução da dose de exposição dos pacientes aos raios X;
- Diminuição do tempo de atendimento ao paciente;
- Redução do número de repetições que ocorrem devido a falhas no processamento da imagens;
- Eliminação do custo de filmes e soluções processadoras;
- Obtenção de cópias de imagem sem a necessidade de novas tomadas radiográficas;
- Melhor interpretação de imagens;
- Acompanhamento mais adequado utilizando subtração de imagem;
- Imagem com 256 tonalidades cinza; enquanto que, a olho nu, na radiografia tradicional, é possível diferenciar apenas 25;
- Capacidade de ajustes para melhoramento das imagens, permitindo alterações de contraste e densidade óptica, ampliação e colocação de cores e texturas nas imagens, de modo a auxiliar no diagnóstico;
- Facilidade de comunicação de laudos a outros profissionais;

- Possibilidade de exibição de imagens, aumentando a confiança e a credibilidade no tratamento realizado.

## 2.2 Qualidade de Imagem

A qualidade de uma imagem depende de dois processos: aquisição e visualização. Esses processos influenciam nessa qualidade de forma independente.

No processo de aquisição da imagem importam a fonte de radiação, a informação a ser adquirida e, além disso, a recepção da imagem. Por outro lado, a recepção depende do monitor, no qual ocorre a apresentação da imagem. O processo de visualização da imagem está associado às características físicas dos monitores, ao ambiente da sala de laudo, às habilidades do observador e às funções do processamento digital de imagem disponíveis no software de visualização.

Uma tecnologia para uso em avaliação da qualidade de imagem foi desenvolvida em 1904, representada por *phantoms*, que são simuladores de partes do corpo humano, ou objetos com geometria específicas, utilizados na aquisição de imagens em testes de qualidade para testar a qualidade de imagem na ausência da exposição humana. Com o intuito de melhorar ainda mais a qualidade do radiodiagnóstico de imagem, em 1907 foram produzidos os primeiros negatóscopios com persianas que ajustam a área luminosa do negatóscopio ao tamanho do filme radiográfico a ser avaliado. Caso o filme seja menor que o negatóscopio, a área não coberta pelo filme emite luz diretamente nos olhos do observador dificultando a visualização de baixo contraste no filme.

Nas imagens radiográficas, uma das características mais significativas é o contraste radiográfico, definido pelas diferentes tonalidades de cinza que aparecem na imagem processada. A amplificação desse contraste é necessária para diferenciar as estruturas anatômicas distintas do paciente. O controle de qualidade deve considerar a otimização dos parâmetros que interferem na formação do contraste radiográfico, a fim de que o radiologista possa fazer um diagnóstico seguro [12],[5]. Todavia, a comunidade européia ao tratar de proteção radiológica recomenda, por meio de um protocolo, que define critérios de dose com base nas técnicas radiográficas de qualidade[13].

Uma imagem radiográfica deve apresentar um bom contraste, representando por uma densidade óptica adequada, com ausência de manchas ou artefatos sem relação com o paciente. Tal qualidade está intrinsicamente relacionada com o posicionamento correto do paciente no campo de radiação, que abrange a região de interesse no diagnóstico [14].

A resolução vertical e horizontal dos monitores, os níveis de alteração da imagem, condições ambientes, tamanhos de pixels e as limitações do olho humano podem levar a controvérsias no diagnóstico devido a detalhes de uma imagem radiográfica [15].

## 2.3 A Física das Imagens

As imagens digitais resultam de diversos dispositivos físicos, tais como: câmeras, video câmeras, equipamentos de radiografia, microscópios eletrônicos, magnéticos e de força atômica, radares, equipamentos de ultrasonografia, entre outros. A utilização e interpretação da imagem produzida pode ter diversas finalidades e aplicações, incluindo médicas, militares ou tecnológicas. O objetivo geral de uma imagem clínica é fornecer a informação necessária para aplicação em diagnóstico.

As técnicas computacionais rotineiramente realçam imagens de experimentos em áreas como plasmas de alta energia e microscopia eletrônica. Similarmente, aplicações de processamento de imagens podem ser encontradas em astronomia, biologia, medicina nuclear, em radiologia forense, defesa e aplicações industriais.

O termo *imagem* refere-se a uma função de intensidade luminosa bidimensional, denotada por  $f(x, y)$ , em que o valor ou amplitude de  $f$  nas coordenadas espaciais  $(x, y)$  representa a intensidade (brilho) da imagem no ponto definido pela coordenada. Como a luz é uma forma de energia,  $f(x, y)$  deve ser positiva e finita, ou seja,  $0 < f(x, y) < \infty$ . [16]

As imagens perceptíveis pelo olho humano são uma consequência da luz refletida de objetos. Por outro lado, a origem de  $f(x, y)$  resume-se a dois eventos, como a quantidade de luz incidindo em uma superfície analisada e a quantidade de luz refletida pelos objetos da superfície. Conceitualmente, esses eventos são chamado iluminância e reflectância que são representados por  $i(x, y)$  e  $r(x, y)$ , respectivamente, resultando em  $f(x, y)$ , conforme

a equação a seguir;

$$f(x, y) = i(x, y)r(x, y) \quad (2.1)$$

Na equação 2.1,  $0 < i(x, y) < \infty$  e  $0 < r(x, y) < 1$ , ou seja, a iluminância e a reflectância, respectivamente estão definidas entre 0 (absorção total) e 1 (reflexão total).

O elemento básico de uma imagem digital é o pixel, que pode ser representado de forma retangular ou quadrada. Um pixel é um elemento de dimensão finita. Uma imagem é o resultado da organização de uma matriz composta por pixels em uma forma quadrática.

A imagem para ser formada depende de um **sistema de processamento**, composto por diversas etapas até a obtenção da informação desejada para análise. Esse processo engloba a etapa qualitativa e a etapa quantitativa.

A característica fundamental de uma imagem digital é o seguimento do padrão denominado padrão *bitmap*, ou seja, mapa de bits, que constitui o implemento e funcionamento de qualquer imagem digital, desde que o número de bits corresponda com os respectivos tons de cinza. Por outro lado, os bitmaps são uma matriz  $M \times N \times n$ , onde  $M \times N$  representa a resolução espacial e  $n$  a resolução de contraste de uma imagem, ou seja, número de bits por pixel. Todavia, o pixel corresponde a cor específica de uma imagem, seja ela representada de forma colorida ou em tons de cinza. Os dados que formam uma imagem resultam em um conjunto de pixels que formam o **bitmap**.

A representação comum da imagem em um monitor é feita em tons de cinza (*gray scale*). A imagem arquivada nesse formato possui pixels unitários por elemento de matriz da imagem. Em cada pixel está contida uma informação quantitativa da **escala de cinza** ( $l$ ) da imagem. Essa escala é determinada pelo intervalo entre a luminância máxima e luminância mínima, ou seja,  $L_{min} \leq l \leq L_{max}$  [16], que serão definidas na seção 2.10.7. Essa quantidade relaciona-se com a resolução de contraste e o número de bits por pixel que existe na imagem gerada após diversas etapas no processo de aquisição. A quantidade de tons de cinza ( $C$ ) em uma imagem pode ser obtida pela equação 2.2 [17],[18]:

$$C = 2^n \quad (2.2)$$

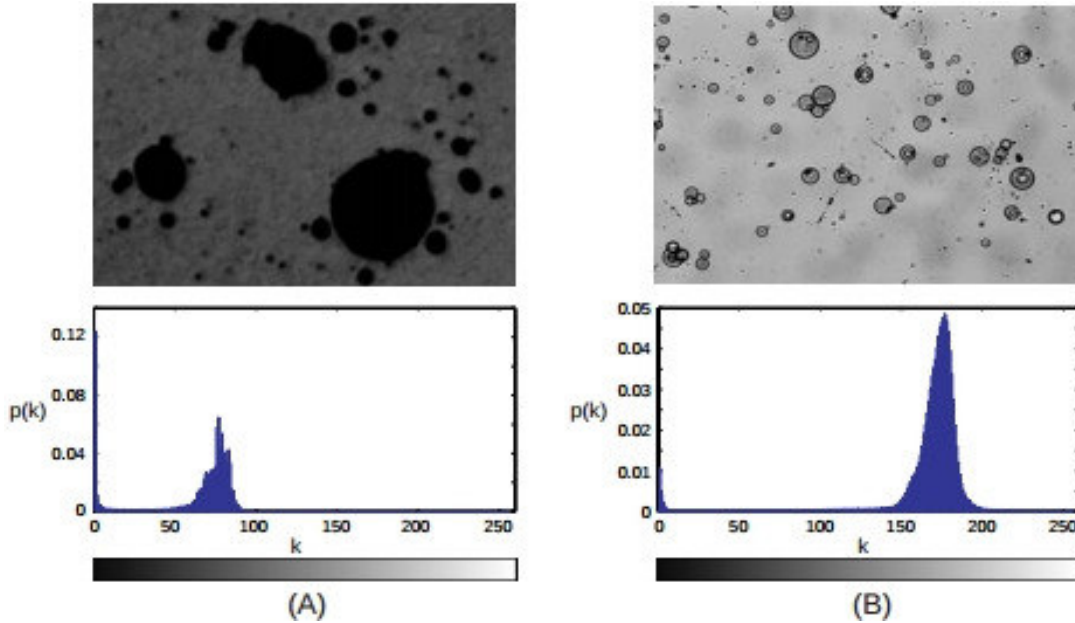
em que  $n$  é o número de bits contidos em uma imagem.

O histograma de uma imagem digital com  $l$  níveis de cinza é definido por uma função discreta dada pela equação 2.3 [16]:

$$p(k) = \frac{n_l}{n} \quad (2.3)$$

Nessa equação,  $k$  representa os níveis de luminância discretos,  $n_l$  indica o número de pixels na imagem com intensidade  $l$  e  $n$  é o número total de pixels da imagem, que é definido pelo produto linha versus coluna. Por definição, ao quantificarmos os níveis de cinza de uma certa imagem, podemos então apresentar a distribuição de pixels dentro dos  $l$  níveis possíveis, processo esse chamado de **histograma de luminância de uma imagem**. Essa definição é importante na etapa do pré-processamento de uma imagem, pois informa estatisticamente sobre como os pixels estão distribuídos na imagem, o contraste e os níveis de iluminação. A figura 2.1 apresenta exemplos de imagens com baixo contraste (A) e alto contraste (B), juntamente com seus respectivos histogramas de luminância.

Figura 2.1: Exemplos de imagem com alto e baixo contraste [19]



Conforme conceito estatístico, um histograma de distribuição é uma função distribuição de probabilidades que obedece a todos os axiomas e teoremas da teoria de probabilidade. A equação 2.4 define que a soma de todas as probabilidades é igual a 1,

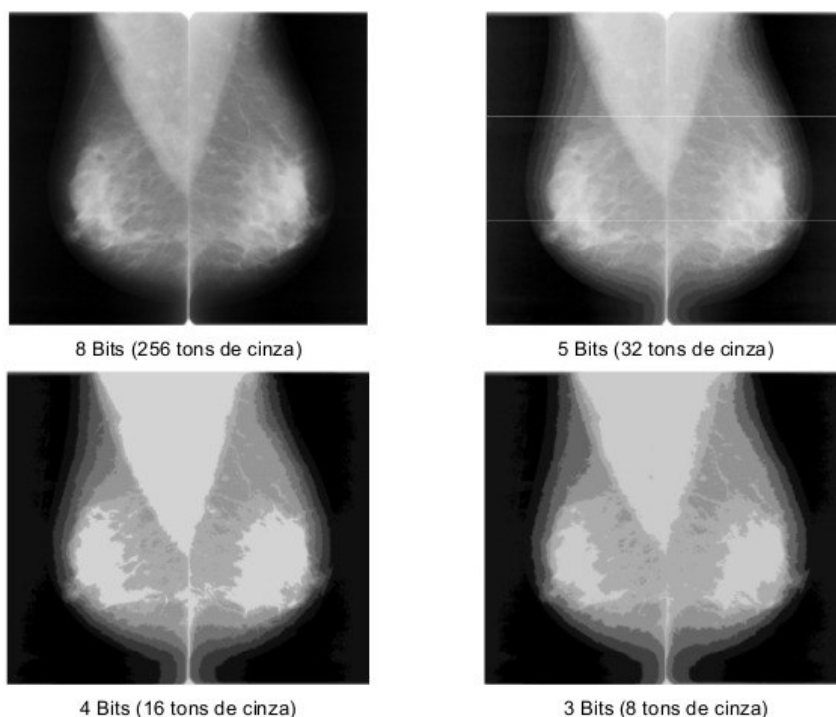
onde  $p(k)$  representa a função de distribuição de probabilidade.:

$$\sum_k p(k) = 1 \quad (2.4)$$

A resolução de contraste exerce um forte influência direta na qualidade de imagem, de forma que quanto maior for a escala de tons de cinza, maior será a probabilidade de contraste da imagem. Um maior contraste implica em um realce nas estruturas de interesse. Quanto maior a escala, maior quantidade de detalhes podem ser analisados. É possível quantificar o número de bits que uma imagem possui[17]. A figura 2.2 apresenta exemplos de imagens com número de bits e respectivas quantidades de tons de cinza, obtidas pela equação 2.2.

No início da década de 1990, com a finalidade de obter um determinado padrão para transferência de imagens e informações associadas, desenvolveu-se o padrão DICOM 3.0 [20], padrão esse utilizado para comunicação, armazenamento de imagens médicas e informações associadas entre equipamentos de imagem diagnóstica. Atualmente, esse padrão é utilizado para quase todas as modalidades de exames que dispõem de uma arquitetura para troca de informações e definição de protocolos de comunicação [21, 22]. Por esse padrão, é estabelecida uma linguagem comum entre monitores ou equipamentos de marcas diversas, inclusive não compatíveis [23]. Embora, uma imagem possa apresentar uma informação relevante em um dispositivo de certa marca, pode não apresentar mesma informação em um dispositivo de marca diferente.

Figura 2.2: A influência da quantização da imagem digital.[19]



## 2.4 A Física dos Monitores

Os monitores de imagem representam o principal meio de comunicação entre um equipamento de radiodiagnóstico e o ser humano. Esses dispositivos se diferenciam pelos tamanhos de pixels que compõem a tela, resoluções suportadas e pela taxa de atualização das imagens. Em um monitor, a formação de uma imagem é o resultado do bombardeio de elétrons na tela de forma contínua e da quantidade de vezes por segundo que ocorre a atualização da imagem. A **taxa de atualização** depende da resolução utilizada, de forma que linha a linha e de cima para baixo, a imagem é atualizada. Essa quantidade de linhas que o monitor varre por segundo é chamada de **frequência horizontal** sendo medida em Hz. Um bom monitor deve ser capaz de atualizar a imagem no mínimo 75 vezes por segundo, o que representa uma frequência de 75 Hz.

Com os primeiros monitores digitais, surgiu a interface gráfica de utilizador (GUI), que passou por um aperfeiçoamento que resultou em uma modificação desses dispositivos. Com a evolução da tecnologia, surgiram os monitores de Tubos de Raios Catódicos (CRT,

do inglês, *Cathodic Ray Tube*) coloridos, os Monitor de Cristal Líquido Cristal (LCD, do inglês, *Líquido Cristal Display*) e os de plasma. Neste trabalho, será abordado apenas sobre os monitores LCD que dispõem de uma matriz fixa e não requer avaliação do monitor pelo teste de distorção geométrica [24].

Os monitores de LCD, popularizados depois de meados dos anos 1990, são compostos por uma tela de cristal líquido, partes poliméricas e placas de circuito interno (PCI). Eles são mais mais leves, finos e com maior economia de energia, além de não emitirem radiação, se comparado às telas de tubo de raios catódicos. Os LCD são uma aplicação de transistores de película fina (TFT), formados a partir de duas peças de vidro polarizado, ligados a polímeros que são preenchidos com cristal líquido [25]. Nos monitores LCD, os pixels discretos oferecem resolução sem distorção. As superfícies planas têm capacidade de absorção da luz ambiente, minimizando reflexos e brilhos. As estruturas de pixels organizados proporcionam melhor desempenho do ângulo de visão (comutamento de alinhamento vertical, no plano e, além disso, estruturas de domínio duplo). Porém, a visualização de características de ângulo de qualquer dispositivo LCD deve ser avaliada usando padrões de teste de transferência de contraste antes do uso em radiodiagnóstico [26]. A formação de cores e imagem na tela de um monitor LCD é resultado de um processo em que uma luz de fundo atravessa o primeiro vidro polarizado e as correntes elétricas alinham as moléculas de cristal líquido formando as variações de luz que atravessa para o segundo vidro polarizado [27, 28].

Os monitores digitais na imagiologia médica, ou seja, na visualização de imagens médicas tiveram os primeiros usos nos anos 1970. Inicialmente foram usados na medicina nuclear, tornando-se cada vez mais importantes nessa especialidade. Atualmente, são essenciais nas diversas modalidades como: tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética (MRI), tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT), tomografia computadorizada por emissão de pósitron (PET) e radiografia digital [22]. Com a evolução tecnológica, surgiram os PACS, que possibilitaram que os monitores e redes passassem a fornecer informações para a transferência e armazenamento de dados de forma mais dinâmica. Com a finalidade de acompanhar o desenvolvimento dessa inovação digital, os monitores passaram a ser adaptados para visualização de imagens radiológicas.



Com isso, os monitores CRT foram substituídos por LCD por esses apresentarem alta luminância e resolução, menor peso e menor aquecimento [1]. Essa substituição levou também em consideração que os monitores CRT apresentam uma interferência quântica na borda do pixel significando que as modificações na resolução espacial não alteravam a qualidade de imagem devido à proporcionalidade de aumento de ruído nos pixels do monitor. Nos monitores LCD, a interferência é bem menor que a do CRT [19].

Uma imagem radiológica, apresentada por um monitor digital com qualidade, mostra um determinado nível de cinza que pode ou não ser perceptível ao olho humano. Essa imagem pode estar de acordo com os requisitos técnicos, estando o monitor calibrado no padrão DICOM GSDF, apresentando os valores mínimos exigidos para algumas grandezas fotométricas e de acordo com recomendações de protocolos de controle de qualidade.

A resolução dos monitores vertical ou horizontal, as taxas de renovação da imagem, tamanho de matriz dos pixels, condições de ambiente em que o monitor se encontra e as limitações na percepção do olho humano podem resultar em imagens que possibilitam radiodiagnósticos incorretos, levando a um comprometimento do resultado do procedimento médico [15].

## 2.5 O Modelo de Barten

O objetivo da calibração em tons de cinza de um monitor é garantir que as imagens apresentadas tenham uma aparência igual com perceptível contraste em todos os ecrãs, independentemente da intensidade de luminância deles. Porém, para que esse objetivo seja alcançado é necessário um determinado valor padrão de luminância e, além disso, que o contraste percebido pelo Sistema Visual Humano (HVS, do inglês, *Human Visual System*) seja conhecido.

O modelo de Barten desenvolveu-se com base em medidas de sensibilidade do HVS em baixo contraste, com o sinal de luminância senoidal apresentando uniformidade em todos os fundos de escala de cinza. Ao serem realizadas as medições de luminância, observou-se uma diferença perceptível dessa luminância, sendo chamada de JND (diferença apenas perceptível, do inglês, *just noticeable difference*), bem como apresentou-se

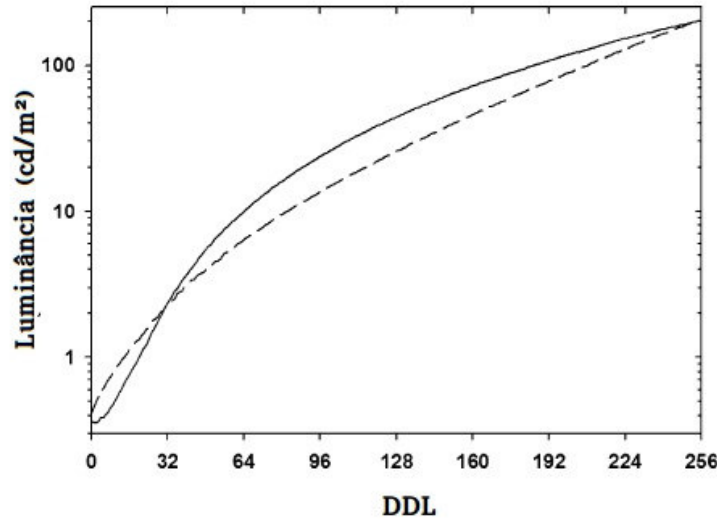
outra limitação conhecida como GSDF (*grayscale standard display function* - função de exibição em tons de cinza). Para um fundo uniforme de luminância, a mudança necessária para a percepção de estruturas visuais é determinada com o HVS adaptado pela luminância do fundo de escala de cinza [29].

Esse modelo tem o seu desenvolvimento voltado para a questão da sensibilidade do contraste do olho humano, levando em consideração o ruído neural, inibição lateral, fóton ruído, ruído externo, capacidade de integração limitada, função de transferência da modulação óptica, orientação e filtragem temporal. O ruído neural representa o limite superior de sensibilidade de contraste com uma alta frequência espacial. As baixas frequências espaciais podem ser atenuadas pelas inibição lateral de células ganglionares (na retina), causando a subtração de um sinal espacialmente de baixa passagem filtrada a partir do sinal original[30].

O modelo de Barten apresenta uma restrição para a luminância do plano de fundo uniforme, ou seja, requer a alteração dessa luminância com o objetivo de possibilitar a percepção de alvos visuais determinados com o HVS adaptado para a luminância do fundo de escala de cinza. A percepção do HVS é otimizada para uma intensidade de luminância estreita comparável à luminância de adaptação do HVS, sendo que as percepções claras e escuras podem, no entanto, ser comprometidas devido às visualizações de estruturas contrastantes na imagem.

A curva característica descreve a luminância versus DDL (diferença de luminâncias) de um dispositivo de exibição ou a luminância da luz refletida por um meio e, além disso, depende de parâmetros que operam o sistema do monitor [29], podendo ser observada na figura 2.3. A curva característica é obtida como resultado físico de medições de intensidade de luminância de qualquer sistema de visualização de imagens. Um monitor estando de acordo com o modelo de Barten descreve total segurança na exibição das imagens com vista na percepção do contraste independente da intensidade de luminância sem qualquer relação com o brilho do monitor.

Figura 2.3: Representação gráfica de uma curva característica da luminância versus DDL, adaptada de [29].



## 2.6 A Função de Apresentação da Escala de Cinza Padrão - GSDF

A função de exibição padrão em tons de cinza foi definida a partir da organização do comitê formado pelo Colégio Americano de Radiologia (ACR) e pela Associação Nacional de Manufaturados Elétricas (NEMA), nos EUA (Estados Unidos da América), em 1984. Esse comitê teve a finalidade de desenvolver um padrão de imagens e comunicação em medicina (DICOM). Neste padrão, as funções de exibição especificam os dados de qualquer imagem digital transferida de um sistema para outro, dispensando a especificação dos valores de pixel daquela imagem. O GSDF é um mapeamento matemático de um índice de entrada JND para valores de luminância. Atualmente, dispõe-se de imagens produzidas por um mesmo sinal de aparência completamente visual, informações, características em diferentes dispositivos de exibição [29].

No radiodiagnóstico, é importante a percepção visual ampla de acordo com a exibição das informações da imagem digital apresentada em um monitor em uma sala de laudo, levando em consideração a iluminância ambiente. Com isso, houve a necessidade de desenvolver um mecanismo que, de forma quantitativa, avaliasse parâmetros da imagem

digital em certos intervalos de intensidade de luminância, esse mecanismo foi o GSDF, baseado no modelo de Barten, ou seja, no HVS. O GSDF baseia-se na percepção de alterações dos níveis de luminância, sendo que essa percepção é distintamente não-linear dentro do valor da luminância da função de exibição dos padrões em tons de cinza.

No GSDF, tem-se uma *função display* que serve de ajuste para o brilho do monitor, de tal forma que sejam iguais as alterações dos valores dos pixels que resultam no mesmo nível de perceptibilidade em todos os níveis de cinza, podendo então ser caracterizado como **perceptivamente linear**. Com isso, a função de exibição padrão em tons de cinza passa a incorporar a noção de linearização percentual, sem torná-la um objetivo explícito.

A função de exibição padrão em tons de cinza é definida para valores de luminância que variam entre 0,05 e 400 cd/m<sup>2</sup>. Essa função é definida por uma interpolação matemática de 1023 níveis de luminância derivados do modelo de Barten. Esse nível de luminância ( $L$ ) (cd/m<sup>2</sup>) corresponde a um índice JND dado pela equação seguinte:

$$\log_{10}(L) = \frac{a + c.Ln(J) + e.(Ln(J))^2 + g.(Ln(J))^3 + m.(Ln(J))^4}{1 + b.Ln(J) + d.(Ln(J))^2 + f.(Ln(J))^3 + h.(Ln(J))^4 + k.(Ln(J))^5} \quad (2.5)$$

em que  $Ln$  indica o logaritmo natural, o índice  $J$  é subscrito que varia entre 1 e 1023 dos níveis de luminância  $L$  e JNDs e, além disso,  $a = -1.3011877$ ,  $b = -2.5840191 \times 10^{-2}$ ,  $c = 8.0242636 \times 10^{-2}$ ,  $d = -1.0320229 \times 10^{-1}$ ,  $e = 1.3646699 \times 10^{-1}$ ,  $f = 2.8745620 \times 10^{-2}$ ,  $g = -2.5468404 \times 10^{-2}$ ,  $h = -3.1978977 \times 10^{-3}$ ,  $k = 1.2992634 \times 10^{-4}$  e  $m = 1.3635334 \times 10^{-3}$  [31].

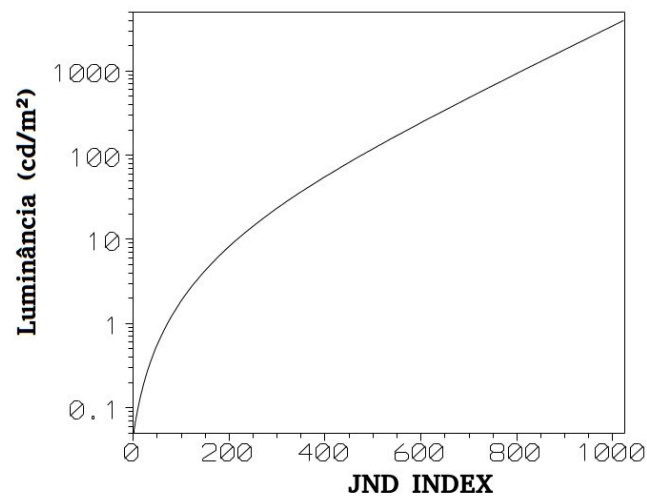
Esses logaritmos de base 10 são, de fato, bem interpolados por esta função ao longo das medições de luminância. Por outro lado, o desvio relativo de qualquer valor log da função é no máximo 0,3%, considerando o erro de raiz quadrada média sendo 0,0003. Na representação contínua do GSDF, é feito um cálculo de JND discretas para níveis iniciais arbitrários sobre qualquer intensidade de luminância.

A equação 2.5 pode ser aplicável para um dispositivo de exibição com um intervalo especificado de  $L$  valores de luminância, assim sua equação inversa é dada por  $j(L) = A + B.Log_{10}(L) + C.Log_{10}(L)^2 + D.Log_{10}(L)^3 + E.Log_{10}(L)^4 + F.Log_{10}(L)^5 + G.Log_{10}(L)^6 + H.Log_{10}(L)^7 + I.Log_{10}(L)^8$ , sendo  $Log_{10}$  o logaritmo na base 10 e  $A = 71.498068$ ,  $B = 94.593053$ ,  $C = 41.912053$ ,  $D = 9.8247004$ ,  $E = 0.28175407$ ,  $F = -1.1878455$ ,  $G = -$

0.18014349,  $H = 0.14710899$  e  $I = -0.017046845$  [31].

Graficamente, a equação 2.5 pode ser representada por uma curva denominada **curva característica** por meio de um sistema de exibição em função da DDL (diferença de luminâncias). Pode-se obter a luminância ambiente através de um medidor de luminância sobre a tela em um dispositivo de exibição de imagem desligado ou no modo de economia de energia. A curva característica é resultado de medições com testes padrões, como pode ser observada pela figura 2.4.

Figura 2.4: Representação gráfica de uma curva GSDF com logaritmo de luminância versus JND, adaptada de [31]



## 2.7 Menor Diferença Detectável - JND

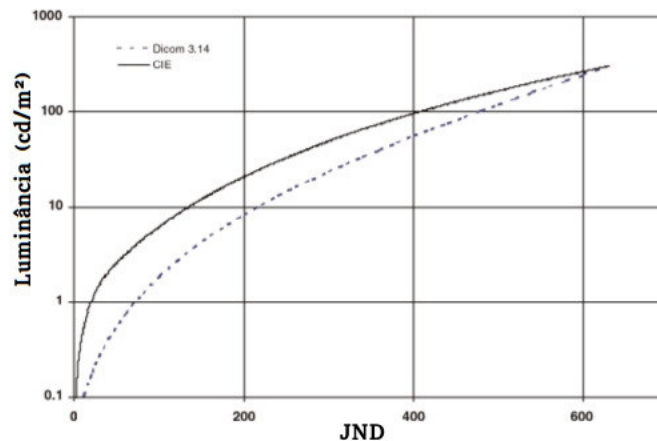
Um radiologista, ou qualquer profissional de saúde habilitado para análise de imagens por meio de informações fornecidos por dispositivos de exibição, é capaz de afirmar que uma imagem não está sendo exibida de forma suficientemente brilhante, esse brilho deve ser ajustado. Por outro lado, se dois tons de cinza são vizinhos muito semelhantes, o contraste entre eles pode estar comprometido. De outra forma, se estiverem muito distintos, o contraste estará de forma exagerada causando erros de interpretação [32, 33].

O olho humano consegue se ajustar ao brilho médio do que está exposto. Quando esse brilho diverge do ponto de adaptação alterações de contraste sutis tornam difícil a

percepção de certos detalhes, como pequenas lesões nas imagens radiográficas [34]. Para quantificar a sensibilidade de contraste do sistema visual usando **diferenças apenas perceptíveis**, desenvolveu-se o JND que são limites de detecção que representam mudanças perceptíveis de luminância [35]. O HVS só será capaz de perceber alguma mudança acima de um determinado limiar de visibilidade determinada por mecanismos fisiológicos e psicofísicos adjacentes. Além disso, não se pode apenas considerar variações percentuais entre pixels, deve-se também levar em consideração o percentual de processamento da imagem, desde que o sistema visual humano seja o receptor final da imagem processada [36].

Com o JND, determinou-se uma média para o sistema visual humano com base na detecção dos dados envolvendo os diferentes padrões de contraste em fundos de diferentes luminâncias. A maioria dos resultados na modelagem de sensibilidade ao contraste desenvolvida por Barten é utilizada atualmente. No entanto, a mudança do percentual de contraste em uma imagem para um JND de intensidade de luminância em um certo fundo elevado de escala é bem menor do que para um JND de intensidade de luminância de baixo fundo de escala, podendo ser visto na figura 2.5 [35].

Figura 2.5: Representação gráfica de uma curva que mostra a luminância em relação a um índice que corresponde a uma diferença apenas perceptível (JND) em brilho, adaptada de [31]



## 2.8 Tabela de Dados - LUT

A eficiência e qualidade da exibição de imagens radiológicas em um dispositivo estão relacionadas com a calibração DICOM GSDF, no que se refere a valores mínimos e parâmetros fotométricos [37]. Por outro lado, as imagens podem apresentar diversos tons de cinza de forma que o HVS não responda de forma perceptível a esses tons. Todavia, o DICOM GSDF assegura que o profissional possa diferenciar os valores de pixel em uma imagem, por exemplo, um valor de pixel de 100 apresenta o dobro do brilho de um valor de pixel de 50 [1].

A tabela de dados (LUT, do inglês, *Look up Table*) significa a ordem das medidas de luminância em diversas escalas de cinza, determinada no próprio dispositivo de exibição, ou a ordem de padronização de dispositivos na modificação da imagem padrão DICOM durante o seu processamento [1, 38]

## 2.9 Grandezas Elétricas em Dispositivos de Exibição

Nessa seção, serão apresentadas algumas grandezas elétricas utilizadas na avaliação de dispositivos de exibição com o objetivo de verificar a relação entre a corrente elétrica, luminância e iluminância, sendo que as últimas são grandezas fotométricas.

- **Corrente elétrica:** Corresponde ao fluxo de cargas elementares (elétrons) por segundo, sua unidade de medida no SI é dada em Àmpere (A) onde  $1\text{ A} = 1\text{ C/s}$ . Para medição de corrente elétrica ultra-baixa utiliza-se um aparelho chamado **eletrômetro**.
- **Carga elétrica:** Propriedade intrínseca das partículas fundamentais de que é feita a matéria, ou seja, uma propriedade associada á própria existência dessas partículas e sua unidade de medida no SI é dada em Coloumb (C).
- **Diferença de Potencial:** Conhecida também como tensão, é definida pela passagem de corrente elétrica no valor de 1 A produzindo uma dissipação de 1 W, ou seja, 1 J de energia armazenada ou dissipada a cada coloumb de carga transferida.

Sua unidade de medida no SI é dada em volt(V) e, além disso,  $1 \text{ W} = 1 \text{ J/s}$  e  $1 \text{ A} = 1 \text{ C/s}$  e assim,  $1 \text{ V} = 1 \text{ J} \cdot \text{s}^{-1} / 1 \text{ C} \cdot \text{s}^{-1} = 1 \text{ J/C}$  [39].

## 2.10 Medidas Ópticas e Grandezas Fotométricas no Radiodiagnóstico

Nesta seção, serão apresentadas as grandezas ópticas utilizadas para obtenção de dados na avaliação dos dispositivos de exibição de imagem e as condições de iluminação dos ambientes onde encontram esses dispositivos. Serão apresentados também os processos de obtenção de valores de **luminância** e **iluminância** com base em testes da AAPM (Associação Americana dos Físicos em Medicina) [31] e nos protocolos de controle de qualidade em radiodiagnóstico.

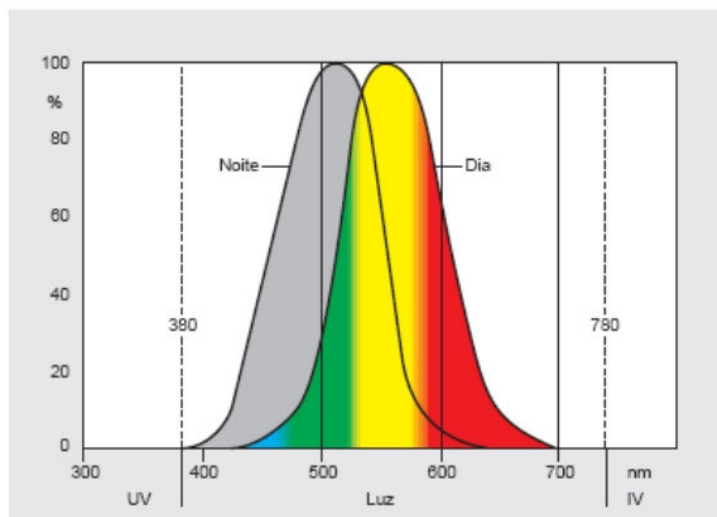
### 2.10.1 Fotometria

A teoria fotométrica formulada por Pierre Bouguer (1698 - 1758) e elaborada matematicamente por J.H. Lambert (1728 - 1777), esteve completamente esquecida até meados de 1900, até a invenção da lâmpada elétrica. Com uma melhor iluminação artificial, foi possível definir a fotometria como sendo o ramo da óptica que está relacionada com a medição do fluxo luminoso e a intensidade da radiação eletromagnética visível, de acordo com a sensibilidade do olho humano. A medida desse fluxo tem uma correlação com o observador que está exposto a essa radiação [40].

A impressão luminosa de um observador quanto a uma cor está ligada ao comprimento de onda das radiações, responsável pela produção de diversas sensações de luminosidade. O olho humano não tem sensibilidade igual a todas as cores do espectro visível. A máxima sensibilidade do olho humano passa do comprimento de onda de 555 nm (visão fotópica) para 508 nm, em baixos níveis de luminância (visão escotópica) [41], como pode ser mostrado na figura 2.6.



Figura 2.6: Curva de sensibilidade ou eficácia luminosa do olho humano à radiações monocromáticas.[41]

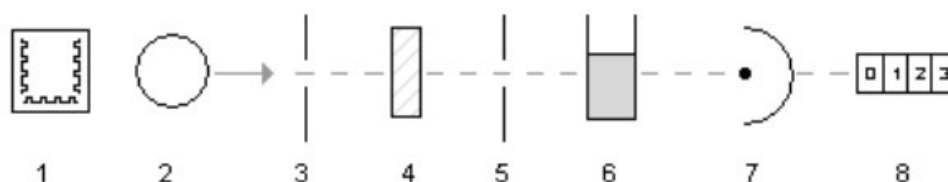


Todavia, a fotometria apresenta um resultado de conteúdo energético de campos de radiação eletromagnética. A quantidade de energia transferida é determinada com o auxílio de um detector, sendo que nessa transferência há uma propagação de onda eletromagnética, que sofre reflexão, refração, dispersão, absorção e transmissão, que são fenômenos explicados pelas leis da óptica geométrica. Com base na fotometria, desenvolveu-se o instrumento fotométrico (figura 2.7) com a seguinte descrição e a figura 2.7.

1. Fonte de energia elétrica - fornecedora de energia regulada, constante e apropriada para a operação do instrumento;
2. Energia radiante - resultado de uma mistura de comprimentos de onda;
3. Fenda de entrada da luz;
4. Monocromador com finalidade de isolar a porção desejada do espectro;
5. Fenda de saída da luz;
6. Cubeta - recipiente que contém o líquido da reação a ser medido.

7. Detector - utilizado para receber a energia radiante transmitida através da solução e transformá-la em energia elétrica;
8. Circuito medidor - recebe a energia elétrica emitida pelo detector apresentando-a ao operador sob uma forma útil de medição: absorbância ou concentração.

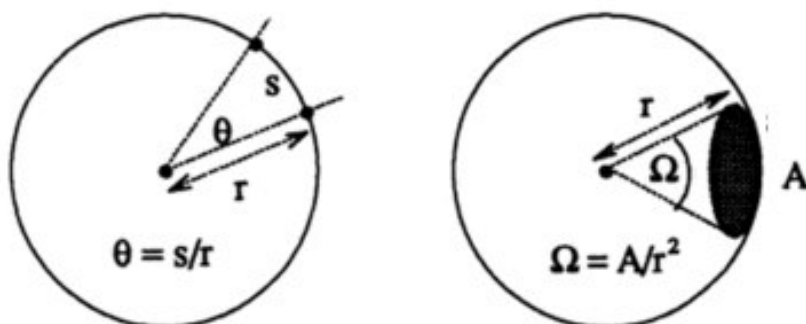
Figura 2.7: Esquema de um instrumento fotométrico.[41]



### 2.10.2 O Ângulo Sólido

Ângulo sólido é o ângulo que visualizado do centro de uma superfície esférica, percorre uma área sobre a superfície dessa esfera. Possui magnitude adimensional, cuja unidade é dada em esferorradianos que equivale, no ângulo ordinário, ao radiano (figura 2.8). Podemos definir ainda como um **setor** de uma esfera, ou seja, a razão entre o elemento de área na superfície da esfera e o seu raio ao quadrado.

Figura 2.8: O ângulo plano em radianos ( $\theta$ ) e o ângulo sólido em esferorradianos ( $\Omega$ ), adaptada de [42]



Nas medições fotométricas, a fonte luminosa é colocada no centro de uma esfera, possibilitando a definição do ângulo sólido da área iluminada pela fonte na superfície que está sendo observada [43].

### 2.10.3 Potência Radiante ( $\Phi_e$ )

A potência radiante ou fluxo radiante é potência total de radiação emitida por uma fonte, transmitida através de uma superfície ou incidente sobre uma superfície. Sua unidade de medida é dada em (J/s= watts(W)), sendo descrita pela equação a seguir:

$$\Phi_e = \frac{dQ_e}{dt} \quad (2.6)$$

### 2.10.4 Fluxo Luminoso ( $\Phi$ )

É a energia luminosa total que atinge certa superfície. Sua unidade de medida é dada em lúmen (lm), que corresponde à multiplicação da unidade de candela pelo ângulo sólido esterradiano (cd.sr).

O fluxo luminoso pode ser obtido através da potência radiante, pela equação 2.7.

$$\Phi = 683 \int_{\lambda_i}^{\lambda_f} V_\lambda \Phi_e d\lambda \quad (2.7)$$

Em que  $\Phi_e$  é o fluxo radiante,  $V_\lambda$  é a eficiência luminosa fotótípica e  $\lambda_i$  e  $\lambda_f$  são os comprimentos de onda que dependem de cada espectro a ser analisado. O fator 683 equivale ao fator de conversão do watt-luminoso e sua unidade de medida é o lm/W.

O valor de fluxo pode ser obtido através de uma soma da intensidade luminosa que cruza uma superfície em todas as direções de emissão de luz. No entanto, o olho humano é constituído de vários elementos ópticos que detém a função de transformar os estímulos luminosos em sinais elétricos. Neste caso, o nervo óptico é responsável pela transmissão de sinais ao cérebro, que interpreta os sinais como imagem.

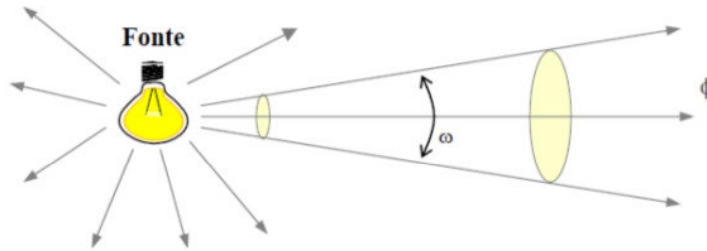
A percepção da cor dependerá da forma como o fluxo luminoso se encontra distribuído ao longo do espectro visível. Vários modelos matemáticos foram criados para descrevê-la, partindo de uma distribuição de energia luminosa espectral na tentativa de simular o processamento realizado pelo cérebro humano. Um destes modelos é o sistema Munsell, que padroniza as cores por meio das variáveis matiz, claridade e saturação [44].

### 2.10.5 Intensidade Luminosa (I)

É a medida da percepção da potência emitida por uma fonte luminosa em uma dada direção, sendo a razão entre o fluxo luminoso e o ângulo sólido. A unidade de intensidade luminosa ( $I$ ) é candela, sendo 1 lúmen/esterradiano = candela(cd). A intensidade luminosa é calculada pela equação (2.8) e representada pela figura 2.9.

$$I = \lim_{\Omega \rightarrow 0} \frac{\Phi}{\Omega} \quad (2.8)$$

Figura 2.9: Esquema básico definindo intensidade luminosa



A candela é a intensidade luminosa, numa dada direção, de uma fonte que emite uma radiação monocromática de frequência  $540 \times 10^{12}$  Hz e cujas intensidade energética nessa direção é  $1/683$  W/sr. Com isso, é possível diferenciar intensidade luminosa e intensidade energética [45].

Pode-se definir o fluxo luminoso a partir da intensidade luminosa, por meio da equação a seguir:

$$\Phi = \int I d\Omega \quad (2.9)$$

onde  $I$  é a intensidade luminosa e  $d\Omega$  é o elemento de ângulo sólido.

A intensidade luminosa representa a magnitude do vetor de Poynting ( $S$ ) dado pela equação a seguir:

$$S = \frac{1}{\mu} \vec{E} \times \vec{B} \quad (2.10)$$

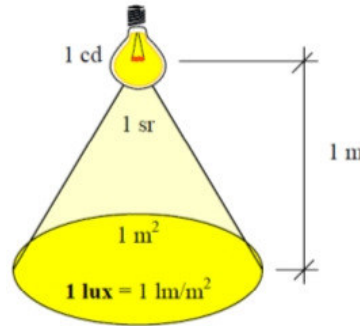
onde  $\vec{E}$  é o vetor campo elétrico e  $\vec{B}$  é o vetor campo magnético e a amplitude de  $S$  representa o fluxo de energia por unidade de área que flui através de superfície cuja normal é paralela a  $S$  [46].

### 2.10.6 Iluminância (E)

É a razão entre o fluxo luminoso ( $\Phi$ ) que incide na direção perpendicular a uma área  $A$ . Sua unidade de medida é o lúmen por metro quadrado ( $\text{lm}/\text{m}^2$ ), chamada de **lux(lx)**. Na prática, a iluminância define a iluminação ou quantidade de luz em um ambiente. Pode ser representada pela equação a seguir e pela figura 2.10.

$$E = \frac{\Phi}{A} \quad (2.11)$$

Figura 2.10: Esquema básico definindo a iluminância.



Substituindo a equação (2.8) na equação (2.11) e considerando que o elemento de ângulo sólido é  $A/r^2$ , tem-se uma nova expressão matemática para a iluminância.

$$E = \frac{I\Omega}{A} = \frac{IA}{r^2 A} = \frac{I}{r^2} \quad (2.12)$$

Essa equação considera a lei do inverso do quadrado da distância, que diz que a iluminação em uma superfície é inversamente proporcional ao quadrado da distância entre a fonte de luz e a superfície.

Outra lei de propagação da luz, chamada **Lei do Cosseno**, define que a iluminação numa superfície varia com o cosseno do ângulo entre a normal à superfície e o raio de luz [47]. Porém, a distância entre a superfície e a fonte de luz é máxima quando o raio está á normal da superfície, ou seja, quando o ângulo de incidência é  $0^\circ$ . Matematicamente, essa lei pode ser representada pela equação a seguir:

$$E = \frac{I \cos \theta}{d^2} \quad (2.13)$$

em que  $E$  é a iluminância,  $I$  é a intensidade luminosa e  $d$  e  $\theta$  é a distância e o ângulo entre o raio e a normal à superfície, respectivamente.

A **Lei da aditividade** define que a iluminação total produzida por várias fontes de luz é dada pela superposição das energias de cada fonte. Considerando-se a incidência de  $n$  energias, tem-se:

$$E = E_1 + E_2 + E_3 + E_4 + \dots + E_n \quad (2.14)$$

De forma compacta, a equação (2.14) pode ser reescrita como:

$$E = \sum_{n=1}^{\infty} E_n \quad (2.15)$$

com  $n$  representando o número de fontes.

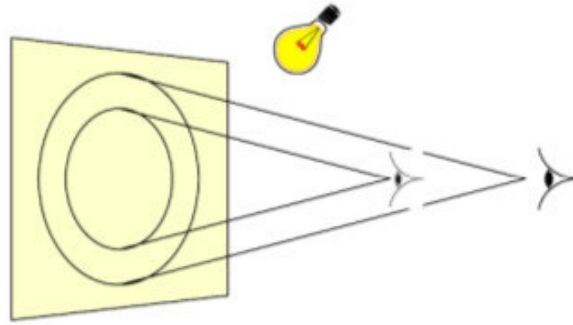
### 2.10.7 Luminância (L)

Luminância é uma medida física da intensidade de luz refletida numa dada direção, que o olho humano é capaz de visualizar. Pode ser também definida como sendo a intensidade luminosa por unidade de área de uma superfície em uma direção. Sua unidade de medida é candela/m<sup>2</sup> (cd/m<sup>2</sup>). A luminância ( $L$ ) pode ser calculada pela equação 2.16 e representada pela figura 2.11.

$$L = \frac{I}{A'} = \frac{I}{A \cos \beta} \quad (2.16)$$

em que  $A'$  é a área aparente, ou seja, a área vista pelo observador,  $A$  é a área da superfície,  $\beta$  é o ângulo entre o vetor normal à superfície e a direção do observador e  $I$  é a intensidade luminosa na direção observada. A figura 2.11 representa esquematicamente a percepção da luminância.

Figura 2.11: Representação esquemática definindo a luminância



Substituindo a equação (2.7) na equação (2.11) obtemos uma nova expressão matemática para o cálculo da luminância, da seguinte forma:

$$L = \frac{d^2\Phi}{d\Omega dA \cos\beta} = \frac{\Phi}{\Omega A \cos\beta} \quad (2.17)$$

Assim, tem-se que a luminância não depende da distância entre o observador e fonte luminosa.

Tanto a luminância quanto a iluminância são grandezas importantes no controle de qualidade em radiodiagnóstico médico, podendo então serem medidas com o monitor de imagem. A luminância (brilho) emitida por um pixel de um monitor CRT depende do contraste da imagem desse equipamento.

## 2.11 Testes de Controle de Qualidade

A AAPM, juntamente ao The Royal College of Radiologists (RCR), reuniu um grupo de especialistas, denominado Task Group 18 (TG18), que elaborou um protocolo de testes físicos e anatômicos aplicáveis na avaliação de monitores de visualização de imagens radiológicas digitais. Esses testes possibilitam definir o valor da luminância máxima, razão da luminância, iluminância, dimensões e classificação dos monitores. De acordo com os protocolos, os monitores devem fornecer uma imagem de qualidade e com detalhe espacial suficiente a uma distância normal de visualização entre 30 e 60 cm. Para avaliação dos monitores é necessário seguir os procedimentos da AAPM [48]. A seguir serão apresentadas informações sobre testes de controle de qualidade em monitores.

### 2.11.1 Reflexão Difusa

No teste de reflexão difusa, é observado na tela do monitor, se há uma percepção de diminuição de contraste. Isso deve ser avaliado com o monitor desligado ou no modo de economia de energia. A reflexão difusa produz uma luminosidade sobre o monitor de imagem com detecção de nenhuma estrutura visível no monitor. A luminância conjunta faz com que o contraste da imagem seja diminuído causando uma alteração de luminância relativa associada às características de imagem. Essa redução pode ser significativa em áreas escuras da imagem, que são mais propensas a alterações devido ao efeito da luminância e iluminação.

A quantificação da reflexão difusa é descrita por um coeficiente denominado **Coefficiente de Reflexão Difusa** -  $R_d$ , que representa a razão entre a luminância ambiente -  $L_{amb}$  (obtida com um fotômetro encostado à tela do monitor desligado ou no modo de economia de energia) e a iluminância do ambiente (E) em que se encontra o monitor. A unidade de medida de reflexão difusa é  $\text{cd/m}^2$  por lux ou  $1/\text{sr}$ , conforme equação a seguir.

$$R_d = \frac{L_{amb}}{E} \quad (2.18)$$

Um medidor de luminância (fotômetro) e de iluminância (luxímetro) são usados em conjunto para avaliações comparáveis entre monitores. Para isso, é necessário que a iluminância seja baixa, representada por pouca quantidade de lux, ou seja, esteja de acordo com protocolos de controle de qualidade no radiodiagnóstico [31].

### 2.11.2 Reflexão Especular

A reflexão especular produz uma imagem espelhada proveniente de uma fonte luz externa ao dispositivo. Devido essa reflexão, mesmo a superfície da tela do monitor disponha de certa rugosidade, pode ser visualizada uma neblina fazendo com que haja borramento na imagem exibida. A reflexão especular de objetos intensamente iluminados ou fontes de luz acrescentam estruturas e padrões com dependência da posição da imagem, gerando interferência na interpretação de dados e características dessa imagem.

Na reflexão especular, pode ser observado o **anti-reflexo**, que é um tratamento



visual que produz microestruturas aleatórias sobre as superfícies. A reflexão especular se manifesta com uma névoa em forma de círculo em torno das imagens especulares. O **embaçamento** da imagem causado pela reflexão especular auxília para que não haja interpretação errada na imagem digital.

A reflexão especular pode ser quantificada por um coeficiente denominado **Coeficiente de Reflexão Especular -  $R_s$** , que descreve a relação entre a luminância aparente de uma fonte de luz refletida e a luminância real da fonte. A avaliação desse coeficiente é feita utilizando-se uma fonte externa de luz apontada em direção ao monitor ou para qualquer dispositivo de exibição. Esse dispositivo deve está desligado ou no modo de economia de energia. Esse coeficiente é medido com a fonte de luz a cerca de  $15^\circ$  da superfície normal. A fonte de luz deve ser pequena em termos de diâmetro para que seja mínima a luminância do dispositivo de exibição, resultando um valor máximo de reflexão difusa, resultando em uma área iluminada maior do que a região de resposta do fotômetro.

Para a avaliação qualitativa dessa reflexão, considera-se um dispositivo de exibição, em uma posição típica para interpretação da imagem. A iluminância da sala deve estar de acordo com o nível normalmente usado. Ao ser analisado o painel frontal do monitor sob as condições de luz ambiente normais, a resposta esperada é a não visualização de padrões de reflexão especular de objeto com alto contraste.

A avaliação quantitativa segue o mesmo procedimento da avaliação qualitativa no que se refere às condições em que deve se encontrar o monitor, porém os resultados devem serem obtidos em ambiente com ausência de luminosidade, ou seja, em sala escura, levando em consideração curvaturas da superfície de exposição. Os valores obtidos de  $R_s$  para um monitor podem ser diferentes do esperado para o material no qual a superfície está revestida, isso sendo normalmente observado em uma superfície plana, causando uma redução na luminância analisada.

O coeficiente de reflexão especular tem dependência com a iluminância do ambiente, considerando-se que  $R_d=R_s=0$ , as medidas podem estar relacionadas ao valor máximo de iluminância da sala, devendo ser adequadas para a visualização do dispositivo de visualização com luminosidade mínima especificada.

A reflexão especular de um objeto deve ser menor que a mudança perceptível de

luminância em regiões escuras do monitor. Quantifica-se a reflexão especular da seguinte forma:

$$R_s \leq \frac{C_t L_m \pi}{0,9 I_a} \quad (2.19)$$

Por consequência, tem-se que a iluminância ( $I_a$ ) do ambiente é dada por:

$$I_a \leq \frac{\pi C_t L_m}{0,9 R_s} \quad (2.20)$$

em que  $L_m$  é a luminância mínima, que pode ser obtida com o fotômetro enconstado a tela de um monitor com o menor brilho ou no modo standby.  $R_s$  é coeficiente de reflexão especular e  $C_t$  é o limiar de contraste, que depende dos valores de luminância máxima e mínima. O limiar de contraste varia entre 0,032 e 0,021 e a  $L_m$  varia entre 0,5 e 1,5  $\text{cd/m}^2$ . Por convenção, a relação do limiar de contraste é tabelada (figura 2.12) [31]

Figura 2.12: Valores máximos de iluminação ambiente baseados na reflexão especular, adaptada de [31]

$L_{\max} - L_{\min}$ ( $\text{cd/m}^2$ )	$C_t$	Máximo Valor de Iluminância (lux)				
		$R_s = 0.002$	$R_s = 0.004$	$R_s = 0.008$	$R_s = 0.020$	$R_s = 0.040$
5000 – 20	0.010	349	175	87	35	17
2500 – 10	0.011	192	96	48	19	10
1000 – 4	0.015	105	52	26	10	5
500 – 2	0.018	63	31	16	6	3
250 – 1	0.024	42	21	10	4	2

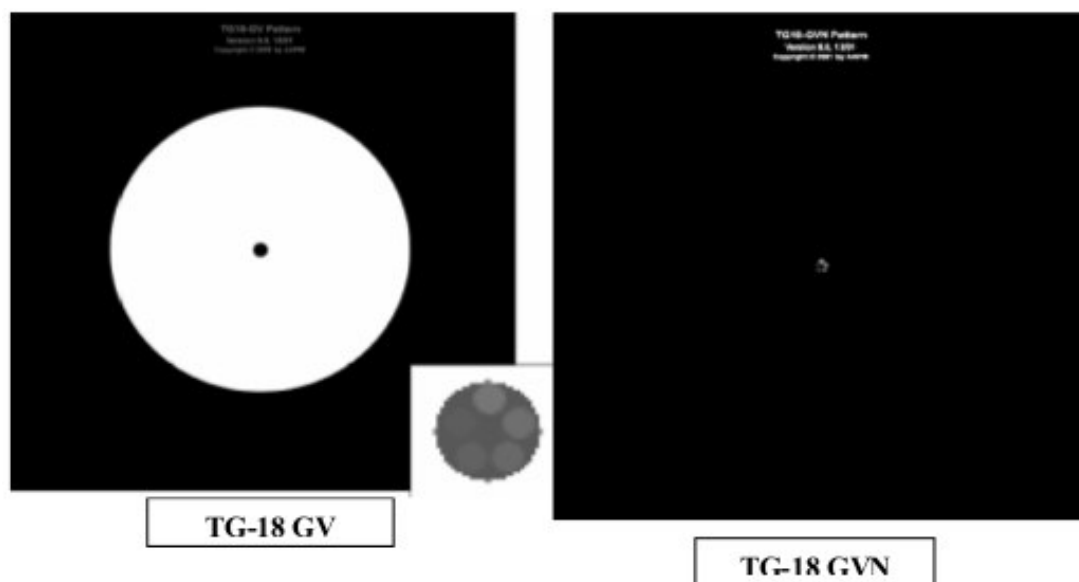
### 2.11.3 Reflexão Interna ou Velamento

Os dispositivos de exibição são compostos por uma estrutura de vidro ou acrílico sobre uma camada fosforescente ou de cristal líquido, que podem exibir reflexões internas. Essas reflexões podem prejudicar a visualização de estruturas escuras próximas de grandes áreas claras da imagem, causando perda de contraste da imagem. A avaliação qualitativa da reflexão interna é feita utilizando-se combinações de imagens padrão teste TG18-GV (figura 2.13). O padrão consiste em um fundo preto sem pixel e uma região branca com máximo valor de pixel, com cerca de 300 pixels por raio e cinco círculos de baixo contraste com valores de 2,4,6,8 e 10 pixels. A imagem padrão teste TG18-GVN (figura

2.13) é idêntica à TG18-GV, sendo que o círculo branco é substituído por um círculo preto, criando um padrão totalmente preto, com exceção da presença de alvos de baixo contraste [31].

Para qualificar um dispositivo de exibição é imprescindível verificar quantas estruturas são visíveis em cada padrão. Primeiramente, verifica-se as estruturas são visíveis no padrão TG18-GV logo após, quantifica-se quantas dessas são visíveis na imagem padrão teste TG18-GVN. A presença da reflexão difusa e especular dos dispositivos pode acarretar uma diminuição no contraste da imagem, comprometendo de certa forma a avaliação da imagem. Para que um dispositivo de exibição de imagem esteja adequado ao radiodiagnóstico, é necessário que sejam facilmente visíveis, em qualquer padrão, no mínimo três estruturas nos dispositivos de classe primária, que são monitores para diagnóstico médico, e uma estrutura nos de classe secundária, que servem para visualização de imagens médicas [24, 31, 49].

Figura 2.13: Imagem Padrão Teste TG18-GV e TG18-GVN [49]



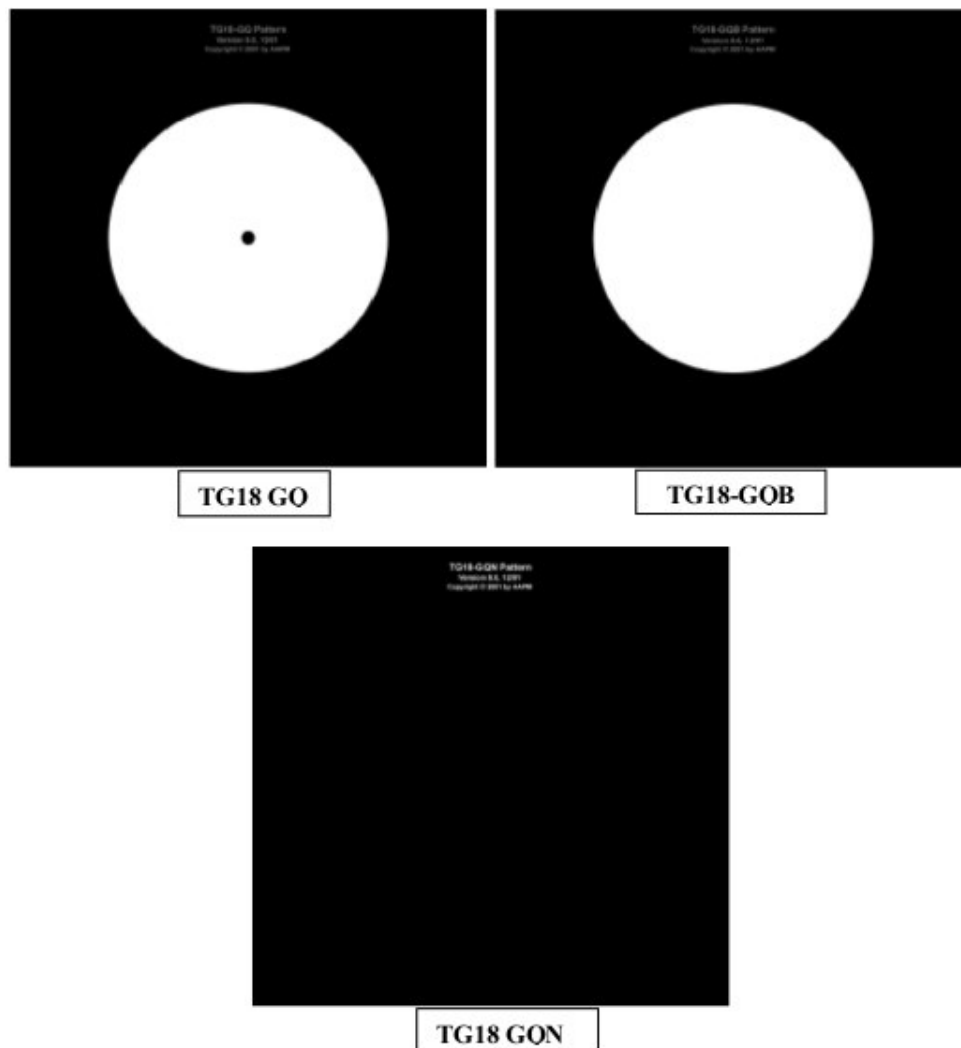
A avaliação quantitativa desse teste é feita com base na perda de informação devido à dispersão da luz da tela do monitor emitida a partir do interior. Essa perda afeta principalmente os monitores de diagnóstico. Para que seja quantificada, é necessário iluminação adequada e imagens padrões teste TG18-GQ, TG18GQB e TG18-GQN (figura

2.14). Essa quantificação é dada pelo fator **GR**, conforme a equação a seguir:

$$GR = \frac{L_B - L_N}{L - L_N} \quad (2.21)$$

sendo  $L$  a luminância da área escura central da imagem padrão teste TG18-GQ,  $L_B$  a luminância da região central do padrão TG18-GQB e  $L_N$  o valor da luminância de fundo obtido no centro da imagem padrão teste TG18-GQN. Para os monitores primários, o GR deve assumir valores iguais ou maiores que 400. Para monitores secundários, o GR deve ser maior ou igual a 150, para que, de fato, esses dispositivos estejam compatíveis ao uso em radiodiagnóstico [49].

Figura 2.14: Imagens Padrão Teste TG18-GQ, TG18-GQB e TG18-GQN [31]

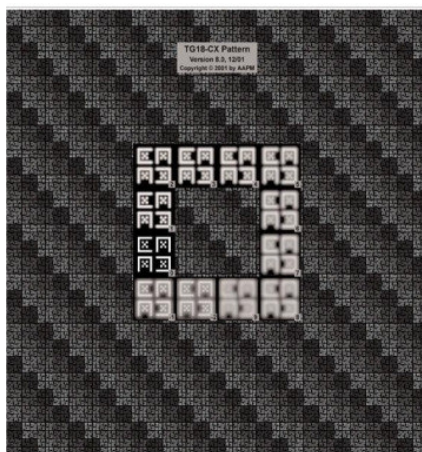


### 2.11.4 Resolução

A resolução da tela de um dispositivo de exibição pode ser avaliada analisando-se visualmente a aparência dos padrões CX nas imagens padrão teste TG18-CX. Para isso, verifica-se se esses padrões estão sendo exibidos como um pixel de exibição igual a um pixel da imagem, uma vez que qualquer modificação digital acarretará em alteração na imagem. Esse teste tem como objetivo principal verificar a capacidade do monitor em apresentar a menor estrutura possível de uma imagem. A imagem padrão de teste TG18-CX (figura 2.15) apresenta elementos do tamanho do pixel do monitor. Para que não seja limitado pela função de transferência de modulação (MTF) do olho humano, é recomendado o uso de uma lupa para realização desse teste [31].

Nas direções horizontal e vertical da imagem teste é necessário a avaliação em termos de visibilidade das linhas e do brilho médio dos padrões, usando o padrão de pontos de escala de cinza como referência. Deve ser perceptível a diferença na visibilidade dos padrões CX entre eles, os horizontais e verticais e a largura relativa das linhas pretas e brancas na imagem, que também deve ser examinada com a lupa. Para os monitores primários, ou seja, monitores de diagnóstico médico, a pontuação dos objetos CX devem estar entre 0 e 4. Para os monitores secundários, na visualização de imagens médicas, as pontuações dos objetos podem estar compreendidas entre 0 e 6 [49].

Figura 2.15: Imagem Padrão Teste TG18-CX [49]

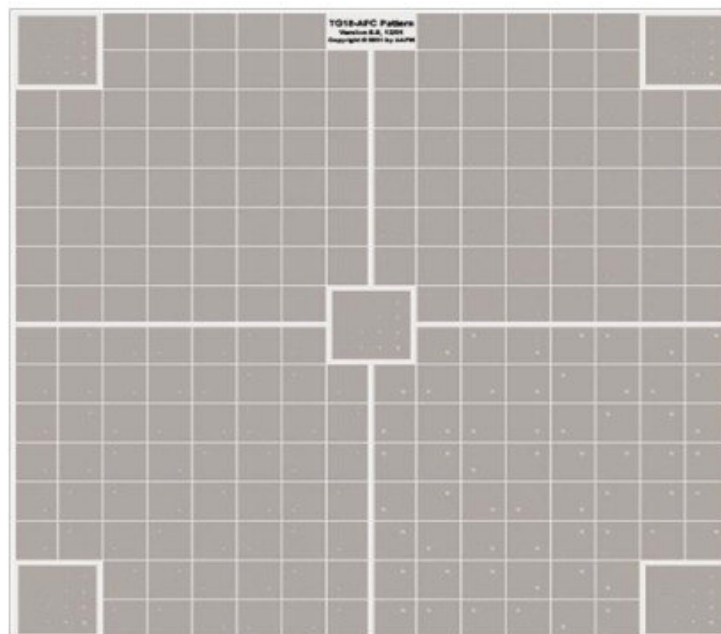


### 2.11.5 Ruído

O ruído é um indicador do comportamento da resposta de luminância do monitor. Caso o teste de ruído identifique falha, a resposta de luminância e contraste deve ser imediatamente verificada [49]. O teste padrão consiste em uma série de pequenos quadros contendo pequenas estruturas de baixo contraste em cada quadrante, cuja observação permite identificar as características úteis de um sistema de sinal-ruído [50]. Este teste objetiva avaliar a existência de artefatos ou pixels defeituosos que possam comprometer a visualização de estruturas pequenas com um contraste de baixo nível [24].

A imagem padrão teste é a TG18-AFC (figura 2.16), dividida em quatro quadrantes contendo várias áreas. Cada área contém um alvo quadrado perto de um dos vértices. Para uma padrão com uma imagem de 12 bits, os quadrantes devem ter alvos com valores de contraste 32, 48, 64 e 96 DDLs, apresentando pontos que variam em tamanhos correspondentes de 2, 3, 4 e 6 pixels [24]. Nos monitores de diagnóstico, deve-se visualizar pelos menos três dos quatro quadrantes em todos os pontos visíveis. Nos monitores de visualização, pelos menos dois dos quatro quadrantes devem possuir todos os pontos visíveis [49, 24, 31].

Figura 2.16: Imagem Padrão Teste TG18-AFC [49]



### 2.11.6 Resposta de Luminância e Contraste

A resposta de luminância e contraste de um dispositivo de exibição é a relação entre a luminância exibida e os valores de entrada de um sistema padronizado, consistindo na luz produzida por um dispositivo de exibição no intervalo de  $L_{max}$  e  $L_{min}$ , juntamente com a contribuição fixa da luz ambiente ( $L_{amb}$ ) refletida difusamente [31]. A curva de luminância de um determinado monitor de diagnóstico deve estar de acordo com a curva DICOM GSDF. A curva DICOM GSDF é uma curva teórica definida pela luminância máxima e luminância mínima, e apresenta os valores de luminância em vários tons de cinza com dependência da iluminância do ambiente [49].

O teste tem como finalidade verificar a eficiência da luminância máxima ( $L_{max}$ ) em dispositivos de exibição para diagnóstico e visualização de imagens médicas que pode ser esquematizado pela figura 2.17. O valor da ( $L_{max}$ ) deve ser maior que 170 cd/m<sup>2</sup> para monitores primários e maior que 100 cd/m<sup>2</sup> para monitores de visualização de imagens médicas, ou seja, secundários. O contraste deve estar de acordo com o padrão DICOM GSDF quanto ao brilho padrão de tela. Em alguns dispositivos, pode ser verificado em duas telas na mesma estação de trabalho uma diferença que não deve ultrapassar 10% para monitores primários e 20% para secundários.

A razão entre as luminâncias máxima e mínimas dos monitores primários e secundários denomina-se **parâmetro resposta contraste (RC)**, o qual não pode ser menor que 250 e 100 cd/m<sup>2</sup>, respectivamente [24, 49]. A imagem padrão teste é a TG18-LN12, que corresponde a 18 imagens, cujos pixels variam entre 0 e 4080. As luminâncias obtidas nas imagens TG18-LN12-01 e TG18-LN12-18 (figura 2.18) correspondem à luminância mínima e luminância máxima do dispositivo, respectivamente [1, 51, 52].

As análises de luminância em diferentes padrões TG18-LN devem resultar em diferentes valores devido à influência do brilho do dispositivo de exibição. A luminância ambiente deve levar em conta o coeficiente de reflexão difusa.

Figura 2.17: Representação esquemática da medida de luminância no TG18-LN, adaptada de [26]

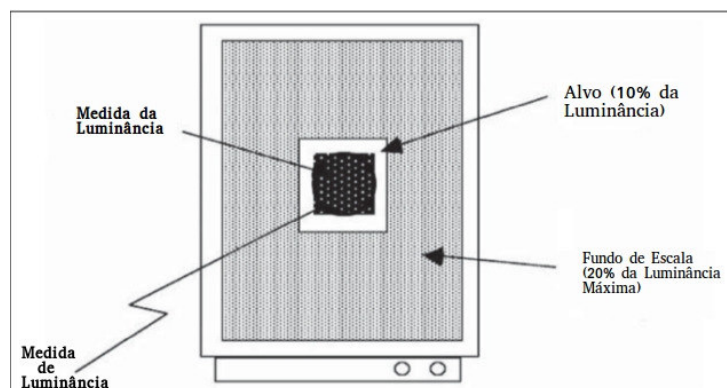


Figura 2.18: Representação esquemática de imagens TG18-LN12-01 (A), TG18-LN12-09 (B) e TG18-LN12-18(C) [24]



### 2.11.7 Uniformidade de Luminância

Para a avaliação da uniformidade de luminância, dispõe-se de imagens padrões teste, especificados com 10% e 80% de luminância máxima que possibilitam verificar se há regiões da tela onde para um mesmo tom de cinza há variação de intensidade luminosa. Mesmo que o centro do visor do dispositivo de exibição esteja em conformidade com o padrão DICOM, isso não garante que a visibilidade de contraste é ideal em cada posição da imagem teste. Deve-se então testar o GSDF em vários locais da tela do monitor com a finalidade de observar a sua uniformidade de luminância [50, 51].

As imagens utilizadas para esses teste são TG18-UNL80 e TG18-UNL10 (figura 2.20). As luminâncias das quatro bordas e do centro não podem variar em mais de 30%



para monitores CRT e 15% para monitores LCD [24, 52]. Caso ocorra medidas fora do GSDF aceitável, podem ser realizadas ações corretivas, reparação, substituição ou reajustamento do dispositivo de exibição [31].

Figura 2.19: Imagem Padrão Teste TG18-UNL10 e TG18-UNL80 [52]



# Capítulo 3

## Metodologia

Neste trabalho, foram realizadas medidas de controle de qualidade, de acordo com os testes da AAPM [31], PECQ [49], ACR e PECR [52], em dispositivos de exibição utilizados em radiodiagnóstico de diversas marcas e resoluções, no intuito de classificá-los como monitores de diagnóstico (primários) ou monitores para visualização de imagens médicas (secundários). Além de considerar marcas e séries, levou-se em conta também o tempo de uso desses dispositivos.

Em primeiro momento, verificou-se a marca, modelo e série de cada dispositivo de exibição. Em seguida, foi feita a instalação de softwares utilizados na visualização e análise das imagens padrão teste TG18 em alguns computadores em que esses padrões não estavam disponíveis, com a finalidade de avaliar a qualidade dos monitores. Para os testes, as salas em que os dispositivos estavam instalados permaneceram com ausência de iluminação ambiente ou com iluminância mínima adequada, conforme os padrões de controle de qualidade, evitando interferência de fontes externas nas medições.

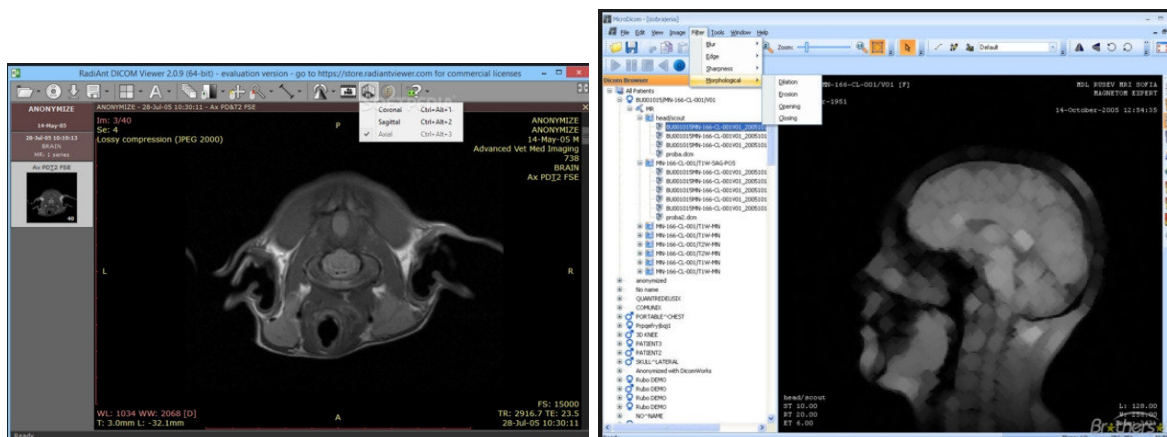
Na maioria dos monitores, já encontrava-se instalado um programa padronizado da instituição usuária do monitor, como o Isite Radiology, criado pela Philips. Em outros, foi necessário a instalação dos softwares Radiant Dicom e Micro Dicom.

### 3.1 Radiant Dicom View 2.2.9 e Micro Dicom View

O Radiant Dicom View 2.2.9 e Micro Dicom View são softwares de processamento e exibição de imagens médicas no formato DICOM, permitindo estudos e análises de controle de qualidade. Esses softwares dispõem de várias ferramentas que possibilitam a manipulação e medição de imagens, como aumento de brilho, zoom, habilidade de giro e inversão de imagens, caneta marcadora e valor angular. Esses softwares são utilizados na imagiologia digital, incluindo: radiografia digital (RD), mamografia (MG), tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética (RM), tomografia emissora de positrón PET-CT, ultrassonografia (US), angiografia digital (AD), tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT), medicina nuclear (MN), imagens secundárias e imagens digitalizadas (SC).

Nos monitores avaliados, foram instalados esses softwares para análise da qualidade desses dispositivos com os testes de reflexão difusa, reflexão especular, resposta de luminância e contraste, uniformidade de luminância, resolução, reflexão interna e ruído. Esses softwares são de livre acesso e rápida instalação. As imagens padrão teste TG18 empregadas nos testes correspondiam a 8 bits (256 tons de cinza), ou seja, de 1K (formato de 1.000 pixels) e de 12 bits (4096 tons de cinza), ou seja, 2K (formato de 2.000 pixels). A figura 3.1 apresenta exemplos de visualização de imagens digitais nesses softwares.

Figura 3.1: Imagem padrão teste no Radiant Dicom View e no Micro Dicom View



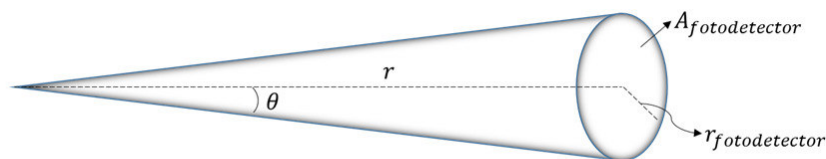
## 3.2 O Cálculo do Ângulo Sólido

A fotometria foi realizada empregando-se três tipos de instrumentos: um fotômetro, um luxímetro e um aparato especialmente construído para esse estudo. Sendo descritos a seguir,

- Fotômetro - Instrumento convencionalemte empregado para as avaliações de luminância.
- Luxímetro - Empregado para medições de iluminância e, alternativamente, de luminância.
- Eletrômetro - Aparato alternativo medidor de ultra-baixa corrente, composto por um LED, também empregado alternativamente para avaliação de luminância.

Para obtenção do valor de luminância para o teste de resposta de luminância e contraste e uniformidade de luminância por um método alternativo, foi necessário obter o ângulo sólido do fotodetector para conversão de unidades de medida de iluminância (lux) em unidade de medida de luminância ( $\text{cd}/\text{m}^2$ ). Nesse método, utilizando um eletrômetro, calculou-se o ângulo sólido da fonte de luz, no caso, o LED (Light Emitting Diode), representado por um diodo de emissão de luz de espectro amarelo com uma estrutura circular. O ângulo sólido, de maneira geral, tem o seguinte formato (figura 3.2).

Figura 3.2: Representação esquemática do ângulo sólido do fotodetector



A área do círculo no fotodetector foi obtida da seguinte forma:

$$A_f = \pi r_f^2 \quad (3.1)$$

Como, o seno do ângulo sólido é dado por:

$$\text{sen}\theta = \frac{r_f}{r} \quad (3.2)$$

Temos que:

$$r_f = r \text{sen}\theta \quad (3.3)$$

Substituindo a equação (3.3) em (3.2), obtemos:

$$A_f = \pi r^2 \text{sen}^2\theta \quad (3.4)$$

Nesta expressão,  $A_f$  e  $r_f$  são, respectivamente, a área e o raio do fotodetector,  $r$  é o raio da fonte de luz e  $\pi = 3,14$ . O ângulo sólido ( $\Omega$ ) do fotodetector é definido como:

$$\Omega_f = \frac{A_f}{r^2} \quad (3.5)$$

Todavia, de (3.4) em (3.5), vem:

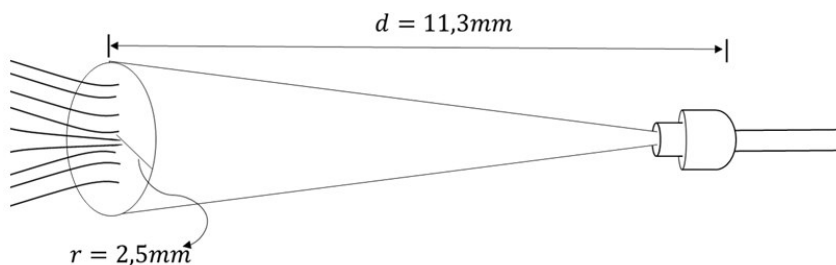
$$\Omega_f = \frac{\pi r^2 \text{sen}^2\theta}{r^2} \quad (3.6)$$

Portanto,

$$\Omega_f = \pi \text{sen}^2\theta \quad (3.7)$$

Em seguida, obteve-se os valores correspondentes ao raio da fonte de luz e o raio do fotodetector (LED) com um paquímetro, conforme a figura 3.3:

Figura 3.3: Representação esquemática do ângulo sólido do LED



Utilizando a equação (3.2), o seno do ângulo sólido do fotodetector foi obtido da seguinte forma:

$$\text{sen}\theta = \frac{2,5\text{mm}}{11,3\text{mm}} = 0,22124 \quad (3.8)$$

Elevando-se ao quadrado ambos os membros da expressão acima, obtemos:

$$\text{sen}^2\theta = (0,22124)^2 = 0,04895 \quad (3.9)$$

Substituindo o resultado obtido em (3.9) na equação (3.7), foi determinado o valor do ângulo sólido do fotodetector, assim temos:

$$\Omega_f = 3,14.0,04895 \quad (3.10)$$

$$\Omega_f = 0,1538\text{sr} \quad (3.11)$$

Esse valor obtido é utilizado para conversão das unidades no SI de lux para  $\text{cd}/\text{m}^2$ , ou seja,  $1 \text{ lux} = 1 \text{ cd.sr}/\text{m}^2$ .

### 3.3 Avaliação da Qualidade dos Monitores

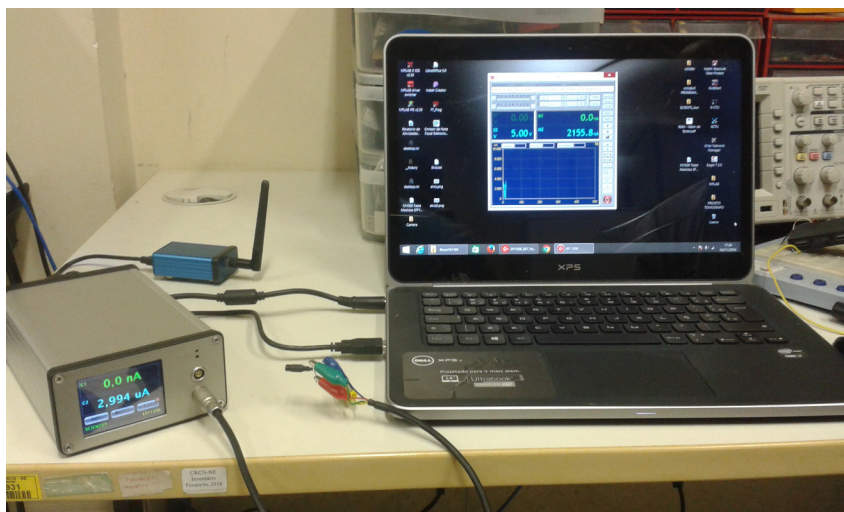
Na primeira etapa de avaliação da qualidade dos dispositivos, preparou-se uma infraestrutura com uma sala na ausência de luminosidade, ou seja, iluminância ambiente medindo zero lux e com iluminância com baixo ruído, em termos de corrente elétrica, medindo 0,09 nA. As avaliações foram realizadas com os seguintes instrumentos:

- Fotômetro PTW CD Lux Meter S/I com incerteza de 2%, calibrado em setembro de 2016 no Laboratório de Física Radiológica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia - LAFIRA/IFBA em Salvador-BA.
- Luxímetro MLM-1020 com incerteza de 2%, calibrado em setembro de 2016 no Laboratório de Física Radiológica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia - LAFIRA/IFBA em Salvador-BA (figura 3.4).
- Fotodetector Infineon SFH, de luz amarela, do Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste, Comissão de Energia Nuclear (CRCN/CNEN), na figura 3.7.
- Eletrômetro e um Notebook XPS com incerteza de 3%, do do Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste, Comissão de Energia Nuclear (CRCN/CNEN), apresentado na figura 3.5.
- Luxímetro Minolta Digital - Fotômetro MT791, apresentado na figura 3.6.

Figura 3.4: Luxímetro MLM-1020



Figura 3.5: Eletrômetro anexado ao monitor de leitura, (Fonte: CRCNNE-UFPE, 2016)



A tabela 3.1 apresenta os monitores de acordo, com a marca, modelo, série, tempo de uso e resolução. O tempo de uso deles foi definido em novembro de 2016 considerando os dados obtidos no próprio dispositivo por meio de um sistema de configuração. Essas informações, juntamente aos resultados dos testes, permitem classificar os monitores avaliados como primários e secundários. Na tabela 3.1, os números de série foram parcialmente identificados para se evitar a identificação das respectivas instituições proprietárias deles.

Figura 3.6: Luxímetro Digital - Fotômetro MT791



Figura 3.7: Fotodetector Infineon SFH com régua para medição do LED

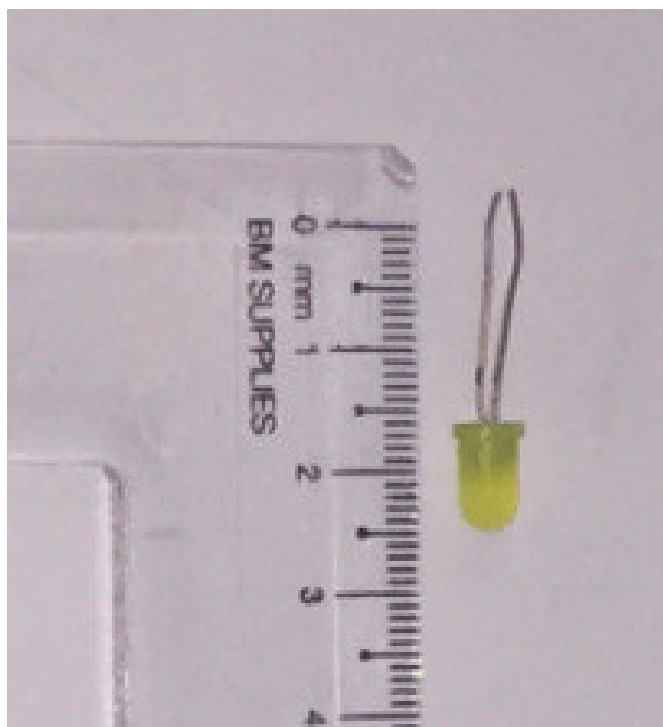




Tabela 3.1: Caracterização dos Monitores Avaliados no Radiodiagnóstico

Monitor	Marca/ Modelo	Número de série	Resolução Máxima	Tempo de uso (horas)
01	Barco-MDRC 2124	9xxx4	1920 x 1200	299
02	Barco-MDRC 2124	9xxx4	1920 x 1200	184
03	Barco-MDNC 4130	1xxx5	1980 x 1200	66.887
04	Barco-MDRC 2224	9xxx0	1920 x 1200	7.004
05	Barco-MDRC 2224	9xxx6	1920 x 1200	12.048
06	Barco E-3620-MA	1xxx5	1920 x 1200	1.756
07	Barco-E-3620-MA	1xxx6	1920 x 1200	10.354
08	Barco-MDRC 2124	9xxx0	1920 x 1200	287
09	Barco-MDRC 2124	9xxx2	1920 x 1200	710
10	Barco-MDRC 2124	9xxx9	1920 x 1200	8.124
11	Barco-MDRC 2124	9xxx2	1920 x 1200	468
12	Eizo-RadioForce MX300W	2xxx9	1280 x 1600	1.349
13	Eizo-RadioForce MX300W	2xxx9	1200 x 1600	4.522
14	Eizo-RadioForce GS320-CL	2xxx9	1536 x 2048	13.147
15	Eizo-RadioForce GS320-CL	2xxx9	1536 x 2048	12.580
16	Eizo-RadioForce MX300W	2xxx0	1200 x 1600	12.603
17	Barco - MDCC 4130	2xxx2	1280 x 1600	292
18	Barco - MDCC 6230	1xxx0	3028 x 2048	11.957
19	Barco - MDCC 4130	1xxx8	1280 x 1600	13.133
20	Barco - MDCC 4130	1xxx3	1280 x 1600	13.166
21	Barco-MDCC 4130	1xxx9	1280 x 1600	13.130
22	Eizo-RadioForce MX300W	2xxx9	1200 x 1600	18.922
23	Barco-MDCC 4130	1xxx1	1280 x 1600	13.141
24	Barco-MDRC 2224	9xxx0	1920 x 1200	2.162

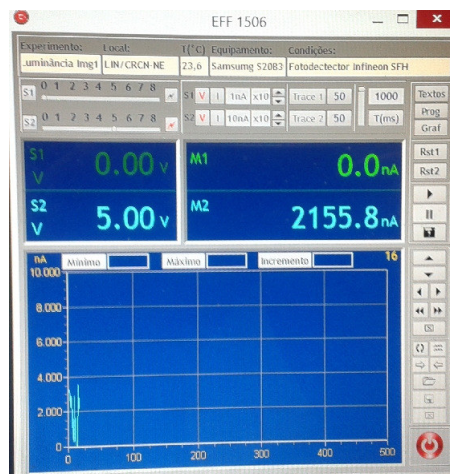
Tabela 3.2: Caracterização dos Monitores Avaliados no Radiodiagnóstico

Monitor	Marca/ Modelo	Número de série	Resolução Máxima	Tempo de uso (horas)
25	Barco-MDRC 2124	9xxx3	1920 x 1200	878
26	Barco-MDRC 4130	9xxx9	1920 x 1200	23.755
27	Barco-MDNC 4130	1xxx0	1280 x 1600	66.084
28	Barco-MDRC 2124	9xxx9	1920 x 1200	5.673
29	Barco-MDRC 2224	9xxx4	1920 x 1200	117
30	Barco-MDRC 2124	9xxx2	1920 x 1200	222
31	Barco-MDRC 2124	9xxxx5	1920 x 1200	120
32	Barco-MDNC 4130	1xxxx9	1980 x 1600	65.227
33	Barco-MDNC 2124	1xxx4	1200 x 1600	57.220
34	Barco-MDRC 2124	9xxx6	1920 x 1200	430
35	Barco-MDRC 2124	9xxx7	1920 x 1200	680
36	Barco-MDRC 2124	9xxx6	1920 x 1200	331
37	Barco-MDRC 2124	9xxx6	1920 x 1200	534
38	Barco-MDRC 2124	9xxx7	1920 x 1200	553

Os monitores descritos nas tabelas 3.1 e 3.2 serão identificados por seus números correspondentes para as discussões no próximo capítulo. Com os softwares de visualização das imagens instalados nos monitores, quantifica-se e qualifica-se os testes propostos pela AAPM, proveniente de imagens testes exibidas na tela dos monitores. Os valores obtidos das grandezas fotométricas nos testes quantitativos e das análises qualitativas foram transferidos para uma planilha. Com a análise dos dados obtidos, definiu-se se esses dispositivos estavam ou não de acordo com o padrão DICOM GSDF e dentro do limiar de JND, bem como se atendiam ao limites estabelecidos pelos protocolos de controle de qualidade da instituição. Os dados que eram obtidos utilizando grandezas elétricas eram transferidos para uma central de comunicação e informação, denominada EEF 1506 que informava o monitor avaliado, resolução, corrente medida, tensão e temperatura ambiente,

conforme apresentado na figura 3.8.

Figura 3.8: Fonte de Dados EEF 1506, (Fonte: CRCN-NE/UFPE, 2016)



Com o método alternativo, foram realizadas medições de corrente elétrica em unidades de nano e micro ampere nos 18 níveis de cinza das imagem padrão teste TG18-LN12 e nas imagens TG18 - UNL10 e TG18-UNL80 para avaliar a resposta de luminância e contraste, uniformidade de luminância com o fotodetector no centro da imagem exibida no monitor. Essas medições avaliam no dispositivo a resposta de luminância e contraste com o fotodetector no centro da imagem exibida no monitor e a uniformidade de luminância com o fotodetector no centro de cada quadrado de sua imagem teste. Em seguida, verificou-se o maior valor de corrente produzida pela imagem TG18-LN12-18. Para efeito comparativo, considerando-se a ausência de luz, procedeu-se um método alternativo com várias medições de iluminância com uma fonte de luz centrada no luxímetro que variou a diferença de potencial e a corrente elétrica no valor máximo obtido pelo fotodetector. Ao final das medições de iluminância, foram obtidos os valores de luminância em  $\text{cd/m}^2$ , levando-se em conta o ângulo sólido obtido na equação (3.11). Esse processo alternativo de medida de luminância empregando o eletrômetro foi realizado em dois monitores apenas que não estavam empregados em radiodiagnóstico.

Nos testes que avaliavam as grandezas fotométricas e que foram realizados com um luxímetro servindo como fotômetro, empregou-se o fator de conversão de lux para  $\text{cd/m}^2$  equivalente a 18,51. Para todos, estabeleceu-se um padrão único de brilho de 80% para os

monitores descritos nas tabelas 3.1 e 3.2. Os resultados referentes ao teste de resposta de luminância e contraste tabelas em uma planilha com o objetivo de verificar se obedeciam ao limite de JND em mais ou menos 10%, bem como obter os parâmetros de razão de luminância e de razão de contraste.

### 3.3.1 Teste de Reflexão Difusa

A avaliação quantitativa, por esse teste, foi realizada medindo-se a luminância ambiente com o fotômetro ou luxímetro e o fotodetector encostado na tela do dispositivo de exibição, funcionando em modo de economia de energia ou desligado. Em seguida, obteve-se o valor da iluminância ambiente com o luxímetro a uma distância de 30 cm do monitor. Observou-se se a luminância ambiente não excedia  $2/3$  da luminância mínima do monitor. Os dados obtidos foram substituídos na equação (2.18) com a finalidade de definir o coeficiente de reflexão difusa ( $R_d$ ).

### 3.3.2 Teste de Reflexão Especular

A aferição da coerência de um dispositivo para exibição de imagens no radiodiagnóstico, em termos de aspectos qualitativos, constituiu-se em comprovar se há formação de imagens espelhadas, resultados de reflexos de fontes de luz externas, e se essas influenciam na imagem padrão teste TG18-AD (figura 3.9) exibida no monitor de imagem em questão. Os resultados podem comprovar a presença ou ausência de reflexos na tela do monitor. A avaliação quantitativa desse teste constitui-se em medições de valores da luminância mínima e do limiar de contraste, que correlaciona os valores de luminância máxima e mínima e, considerando o coeficiente de reflexão difusa e a iluminância ambiente onde se encontra o monitor.

Com esses dados e uso da equação (2.18), o coeficiente de reflexão especular -  $R_s$  para cada monitor avaliado foi quantificado. Em seguida, procedeu-se as análises dos resultados obtidos seguindo as recomendações de documentos base de controle de qualidade no radiodiagnóstico, observando o comprometimento da reflexão especular no procedimento de exibição de imagens médicas digitais.

Figura 3.9: Imagem padrão teste TG18-AD [49]



### 3.3.3 Teste de Reflexão Interna ou de Velamento

Por este teste, visualizou-se nos softwares as imagens padrões teste em formato DICOM, TG18-GV e TG18-GVN (figura 2.13), observando se todas as estruturas eram visíveis no padrão TG18-GV. Foi observada também a quantidade de estruturas que são visíveis no padrão TG18-GVN. Para que os monitores possam ser classificados como primários, é necessário, no mínimo, a visualização de três estruturas. Para serem classificados em secundários, é necessário a visualização de, no mínimo, uma estrutura visível.

A avaliação quantitativa foi realizada por meio da visualização, no dispositivo de exibição, das imagens padrões teste TG18-GQ, TG18-GQB e GQN (figura 2.14), medindo-se a luminância com o fotômetro encostado na tela, posicionado no centro de cada imagem. Os dados de luminância obtidos para cada imagem foram substituídos na equação (2.21). Para o caso do fator GR ser maior ou igual a 400, o monitor avaliado foi classificado como primário. No caso, do fator GR se apresentar com valor maior ou igual a 150, o monitor avaliado foi classificado como secundário. Os monitores avaliados com grandezas elétricas só foram classificados qualitativamente, com análises realizadas na ausência de iluminação ambiente.

### 3.3.4 Teste de Resolução

A qualidade dos dispositivos de exibição no radiodiagnóstico, com base no teste de resolução, foi avaliada quantitativamente com a imagem padrão teste TG18-CX (figura 2.15) no padrão DICOM, visualizada em zoom de 100 % nos monitores através dos softwares, utilizando uma lupa de 90 mm com 2x de aumento. Para que um dispositivo de exibição seja classificado como primário, é necessário que os padrões CX estejam entre 0 e 4, e para que seja classificado como monitor secundário, os padrões CX devem estar entre 0 e 6.

### 3.3.5 Teste de Ruído

A análise quantitativa deste teste foi realizada no dispositivo de exibição utilizando a imagem padrão teste TG18-AFC (figura 2.16), dividida em quatro quadrantes, sendo cada um classificado como 20-2, 30-3, 40-4 e 60-6. Para que esses dispositivos de exibição fossem classificados como primários foi necessário a visualização de três dos quatro quadrantes com todos os pontos visíveis. Para que fossem classificados como secundários, requisitou-se a visualização de pelo menos dois dos quatro quadrantes com todos os pontos visíveis. Esse teste não necessita de equipamento, apenas do HVS (sistema visual humano). As medições realizadas ocorreram com iluminância ambiente medindo zero lux ou com baixo valor de iluminância, conforme exigido pelos protocolos de controle de qualidade.

### 3.3.6 Teste de Resposta de Luminância e Contraste

Dentro de um programa de controle de qualidade de monitores, o teste de resposta de luminância e contraste analisa os valores de luminância do monitor nos 18 níveis diferentes de cinza da imagem padrão teste TG18-LN12. Nesse teste, medições foram feitas com os softwares descritos em 3.1 no formato 1 K, ou seja, com imagens com resolução em torno de 1.000 pixels com versão 12 bits no formato DICOM, empregando-se fotômetro, luxímetro ou eletrômetro, considerando dispositivos de diversas resoluções, marcas e tempo de uso. As medições foram realizadas com o medidor de luminância no centro de cada imagem

teste ao final do expediente do serviço de radiodiagnóstico ou em intervalos durante o expediente, com o intuito de não atrapalhar o andamento dos trabalhos da instituição.

Nas análises de valores de luminância mínima, um brilho padrão estabelecido em 80% foi definido, ou seja, a medição correspondente de luminância do monitor com a imagem teste TG18-LN12-01. A luminância máxima foi obtida com o brilho máximo do dispositivos de exibição na imagem teste TG18-LN12-18. O parâmetro razão de luminância é, dado pela equação 3.12.

$$\frac{L'_{max} + L_{amb}}{L'_{min} + L_{amb}} \quad (3.12)$$

Para este caso, a iluminância ambiente foi mínima medindo 0 lux e com baixo ruído. Para a medição, foi empregado um luxímetro à uma distância de 15 cm do monitor, de acordo com os protocolos de controle de qualidade em radiodiagnóstico. Cada imagem padrão teste é composta por uma região central de teste com valor de pixel, medindo 10% de luminância máxima da área total, e o restante com um fundo uniforme com 20% da luminância máxima [31]. Para confirmar se o monitor está adequado ao radiodiagnóstico médico, com o objetivo de ser classificado como primário ou secundário, os dados são inseridos em um banco de dados e comparados com um GSDF aceitável e dentro dos 10% do JND. Esses dados são obtidos da substituição na equação (2.5), sendo possível a construção do banco de dados deste trabalho.

### 3.3.7 Teste de Uniformidade de Luminância

O teste de uniformidade de luminância verifica se na tela do monitor há regiões com certa variação para um mesmo tom de cinza. A razão entre a luminância de cada borda com relação a do centro da imagem monitor não deve ultrapassar 30% para monitores primários e 15% para monitores secundários, de acordo com os protocolos de controle de qualidade no radiodiagnóstico. As medições de uniformidade de luminância foram realizadas com um fotômetro e um eletrômetro enconstado na tela do monitor, posicionado nas quatro bordas e no centro da imagem padrão teste TG18-UNL10 e TG18-UNL80 (figura 2.19).

## Capítulo 4

# Resultados e Discussões

O controle de qualidade no diagnóstico é um objeto de estudo fundamental na área de física médica, principalmente com relação à avaliação da qualidade de dispositivos de exibição que são utilizados na visualização de imagens digitais para a definição de um laudo médico coerente. Esse controle está de acordo com normas, regulamentos e protocolos que têm por meta a garantia de desempenho na radiologia diagnóstica.

Para que se possibilite um controle de qualidade adequado para os dispositivos de exibição, as agências reguladoras determinam que sejam realizados testes para analisar a conformidade desses aos limites estabelecidos para os monitores primários e secundários, considerando a resolução espacial de cada monitor. A resolução mínima para visualização de imagens radiográficas em exames de mamografia é de 3 MP [53]. Porém, as normas e resoluções não classificam a resolução mínima exigida de um monitor para exames de radiologia geral, tomografia, ressonância magnética, nem hemodinâmica. Um dos objetivos desse trabalho é descrever os monitores usados para essas finalidades médicas.

A Associação Americana dos Físicos em Medicina disponibiliza imagens padrões teste TG18 em formatos de 8 e 12 bits para avaliação dos parâmetros de exibição, sendo de extrema importância que os testes com uso desses padrões sejam avaliados gastando pouco tempo, e com equipamentos de aferição calibrados em laboratório. Como nem sempre isso é possível, devido ao alto custo de equipamentos como fotômetros de boa qualidade, deve ser procedido um método alternativo levando em consideração as incertezas dos



parâmetros avaliados, para medir valores de luminância, desde que não haja desacordo com os protocolos padrões.

Este capítulo apresenta dados e discussões relativas aos testes de reflexão difusa, reflexão especular, resposta de luminância e contraste, uniformidade de luminância, ruído, reflexão interna e resolução. As avaliações foram realizadas em trinta e oito monitores de distintas marcas, séries e resoluções, considerando o tempo de uso do monitor. Tais resultados abordam grandezas elétricas e fotométricas.

## 4.1 Reflexão Difusa

O valor quantitativo do coeficiente de reflexão difusa, ( $R_d$ ), obtido pela equação (2.18), tem uma correlação importante com o contraste da imagem visualizada no dispositivo de exibição em termos de luminância ambiente, iluminância e detecção de estruturas visíveis no monitor. Esse valor pode informar o quanto prejudica a reflexão difusa na visualização de estruturas contidas na imagem digital. A tabela 4.1 apresenta os resultados obtidos utilizando-se equipamentos que medem grandezas elétricas, com o auxílio do eletrômetro. Esses monitores pertenciam ao Laboratório de Instrumentação Nuclear do CRCN/CNEN.

Tabela 4.1: Características dos dispositivos de exibição de imagem, valores de iluminância e coeficiente de reflexão difusa.

Monitor	Marca/Modelo	Iluminância (lux)	Luminância ambiente (cd/ m <sup>2</sup> )	$R_d$ (cd/m <sup>2</sup> .lux)
01A	Samsung S20B300	9,25	0,176	0,019
02A	Samsung B2230	9,37	0,178	0,019

Analisando quantitativamente esses resultados acima, vemos que a luminância ambiente não ultrapassou o limite estabelecido de 2/3 da luminância mínima do monitor (1,300 cd/m<sup>2</sup>), estando em conformidade ao esperado. Os coeficientes de reflexão difusa

apresentaram valores entre 0 e 1, significando que a iluminância ambiente, com valor dentro dos limites estabelecidos pelos protocolos, não traz prejuízos para o teste de reflexão difusa.

A tabela 4.2 e 4.3 apresenta os resultados obtidos considerando-se grandezas fotométricas. Para esse caso, a luminância ambiente foi igual para todos os monitores, correspondendo ao valor de  $0,185 \text{ cd/m}^2$ .

Tabela 4.2: Dispositivos de exibição de imagem, valores de luminância ambiente, iluminância e coeficiente de reflexão difusa

Monitor	Iluminância (lux)	$R_d$ ( $\text{cd/m}^2 \cdot \text{lux}$ )	Tempo de uso (horas)
01	9,16	0,0202	299
02	9,20	0,020	184
03	9,12	0,020	66.887
04	8,68	0,021	7.004
05	8,71	0,021	12.048
06	8,70	0,021	1.756
07	8,73	0,021	10.354
08	7,20	0,025	287
09	7,23	0,025	710
10	6,80	0,027	8.124
11	6,85	0,027	468
12	7,72	0,023	1.349
13	5,04	0,036	4.522
14	8,80	0,021	13.147
15	8,85	0,020	12.580
16	4,08	0,045	12.603
17	5,52	0,0335	292
18	9,72	0,019	11.957

Tabela 4.3: Dispositivos de exibição de imagem, valores de luminância ambiente, luminância e coeficiente de reflexão difusa

Monitor	Iluminância (lux)	$R_d$ (cd/m <sup>2</sup> .lux)	Tempo de uso (horas)
19	9,76	0,018	13.133
20	7,82	0,0236	13.166
21	6,30	0,0293	13.130
22	4,76	0,038	18.922
23	7,87	0,023	13.141
24	7,32	0,025	2.162
25	2,72	0,068	878
26	2,75	0,067	23.755
27	3,04	0,060	66.084
28	3,12	0,059	5.673
29	3,15	0,058	117
30	3,84	0,048	222
31	3,87	0,047	120
32	4,24	0,043	65.227
33	2,42	0,076	57.220
34	1,80	0,1023	430
35	3,52	0,052	680
36	3,55	0,052	331
37	4,02	0,046	534
38	4,10	0,045	553

De maneira geral, para marcas e modelos distintos, resoluções e números de séries diferentes, a luminância ambiente foi igual para todos os monitores, independentemente da sala em que se encontravam e da resolução máxima desses dispositivos. Com relação ao coeficiente de reflexão difusa, para todos os monitores, observou-se uma distinção

devido ao tempo de uso de cada um e a variação do valor de iluminância ambiente. A iluminância encontrava-se dentro dos limites estabelecidos pelos protocolos de controle de qualidade. Conforme recomendações da AAPM, a luminância máxima, mínima e iluminância ambiente estavam de acordo com os regulamentos de controle de qualidade [31].

Ao avaliar os monitores com menor tempo de uso, foi possível observar valores de iluminância semelhantes para os monitores 01 e 03 e o mesmo coeficiente de reflexão especular, significando que pouca iluminância leva ao mesmo coeficiente de reflexão difusa, isso indica que não foram visulizadas estruturas nas imagens desses monitores digitais. Para os monitores 08 e 17 com pouca diferença temporal de uso e de mesma marca, embora com modelos e resoluções diferentes, foi perceptível uma variação desse coeficiente de reflexão, devido à pequena diferença de iluminância e à posição lateral direita em que se encontravam esses dispositivos na sala. Com relação aos monitores 25 e 29, tem-se que os coeficientes apresentam uma diferença perceptível, levando em conta a percepção da variação de iluminância ambiente. Os monitores 30, 31 e 36 apresentaram coeficientes semelhantes, diferenças dos tempo de uso e iluminância com uma mínima variação. De maneira geral todos, de forma quantitativa comprovou-se um percentual de 66,6 % da luminância ambiente com relação ao valor da luminância mínima do monitor de aproximadamente  $0,19 \text{ cd/m}^2$ . Com isso, podemos afirmar que mesmo com presença de fontes luminosas externas (janelas, lâmpadas), com iluminância dentro dos padrões estabelecidos pelas recomendações de controle de qualidade, não houve interferência no contraste e na a visualização de estruturas externas nas imagens médicas.

## 4.2 Reflexão Especular

Durante a realização do teste de reflexão especular, o coeficiente correspondente a essa reflexão é definido considerando-se a influência das grandezas medidas no monitor digital. O coeficiente de reflexão difusa tem uma relação direta com a reflexão especular, sendo utilizado na obtenção do  $R_s$ . Para isso, considera-se a iluminância do ambiente e as estruturas espelhadas que podem ser vistas no monitor, que são resultados de fontes de

luzes externas incidindo diretamente ou indiretamente sobre o monitor. As tabelas 4.4 e 4.5 apresentam os coeficientes obtidos, empregando a equação 2.19, assim como os valores de iluminância, luminância mínima e limiar de contraste ( $C_t$ ).

Tabela 4.4: Iluminância, luminância mínima,  $C_t$  e coeficiente de reflexão especular

Monitor	Iluminância (lux)	Luminância mínima (cd/m <sup>2</sup> )	$C_t$	$R_s$ (cd/m <sup>2</sup> .lux)
01	9,16	0,37	0,024	0,003
02	9,20	0,37	0,024	0,003
03	9,12	0,37	0,024	0,003
04	8,68	0,18	0,024	0,001
05	8,71	0,18	0,024	0,001
06	8,70	1,29	0,024	0,012
07	8,73	1,11	0,024	0,010
08	7,20	0,55	0,024	0,006
09	7,23	0,55	0,024	0,006
10	6,80	0,37	0,024	0,004
11	6,85	0,73	0,024	0,008
12	7,72	0,92	0,024	0,009
13	5,04	0,37	0,024	0,006
14	8,80	2,22	0,024	0,021
15	8,85	0,73	0,024	0,006
16	4,08	0,37	0,024	0,007
17	5,52	0,74	0,024	0,011
18	9,72	0,55	0,024	0,004
19	9,76	0,55	0,024	0,004
20	7,82	0,73	0,024	0,007
21	6,30	0,55	0,024	0,007
22	4,76	0,18	0,024	0,003

Tabela 4.5: Iluminância, luminância mínima,  $C_t$  e coeficiente de reflexão especular

Monitor	Iluminância (lux)	Luminância mínima (cd/m <sup>2</sup> )	$C_t$	$R_s$ (cd/m <sup>2</sup> .lux)
23	7,87	0,73	0,024	0,007
24	7,32	2,22	0,024	0,025
25	2,72	0,56	0,024	0,017
26	2,75	0,73	0,024	0,022
27	3,04	0,56	0,024	0,015
28	3,12	0,56	0,024	0,015
29	3,15	0,73	0,024	0,019
30	3,84	0,56	0,024	0,012
31	3,87	0,73	0,024	0,015
32	4,24	0,56	0,024	0,011
33	2,42	0,73	0,024	0,025
34	1,80	0,56	0,024	0,026
35	3,52	0,56	0,024	0,013
36	3,55	0,73	0,024	0,017
37	4,02	0,56	0,024	0,011
38	4,10	0,73	0,024	0,014

Para as diferentes marcas avaliadas, que demonstraram limiar de contraste único, os resultados apresentaram diferentes  $R_s$  devido à influência direta da iluminância ambiente.

Um fator a ser considerado importante é que a luminância mínima dos monitores da tabela 4.1 foi obtida com o método alternativo. Os monitores listados nas tabelas 4.4 e 4.5 foram avaliados com o luxímetro calibrado. Os resultados de luminância mínima e o limiar de contraste obedeceram os parâmetros estabelecidos pela AAPM, constatando que para monitores com uma maior resolução e com o mesmo limiar de contraste mas, com pouca variação de iluminância fez com que seus coeficientes de reflexão especular

fossem semelhantes. Isso comprova que as fontes externas de luz (janelas e lâmpadas de teto) observadas nas salas de laudo onde se encontravam os monitores não prejudicaram as informações contida na imagem. A posição em que se encontra o monitor em relação às fontes de luz pode influenciar no coeficiente de reflexão especular, causando formação de imagens espúrias que influenciam no contraste dos dispositivos, estando com uma iluminância fora do padrão estabelecido pelos protocolos de controle de qualidade.

Comparando-se com os valores obtidos e estabelecidos na tabela da figura 2.12, levando em consideração a iluminância ambiente permitida e o limiar de contraste, tem-se então que o monitor 02A respondeu melhor, com uma maior resolução que o monitor 01A. Podendo-se então, considerar o dispositivo 02A (tabela 4.1) como adequado para visualização de imagens médicas, ou seja, apto a ser classificado como secundário. Os monitores descritos na tabela 4.4 e 4.5 apresentaram resultados significativos com pouca diferença entre eles, embora com uma maior resolução (tabelas 3.1 e 3.2) em relação aos listados na tabela 4.1, comprovando que com ausência de luminosidade em frente ao monitor e ausência de fontes externas não houve interferência na visualização das imagens digitais. Com base nos resultados desse teste, a maioria dos monitores puderam ser classificados como monitores primários, que são adequados ao diagnóstico médico.

### 4.3 Reflexão Interna ou Velamento

A avaliação da qualidade do dispositivo de exibição com base no teste de reflexão interna ou de velamento foi fundamental para atestar a qualidade dos dispositivos. Para visualização das imagens em formato DICOM, em todos os monitores utilizou-se um papel escuro com um orifício que permitia a visualização do padrão teste TG18-GV. No teste não se deve detectar a presença de reflexão difusa ou especular. Sendo perceptível a presença desses tipos de reflexões, essas deveriam ser tais que não interferissem na quantificação das estruturas visíveis na imagem padrão teste TG18-GVN.

Considerando os resultados obtidos nas análises com a imagem padrão teste TG18-GV, é possível afirmar que todos os dispositivos de exibição possibilitam observar a imagem com as cinco estruturas completamente visíveis, significando ausência de reflexão

difusa e especular ou em pouca quantidade. Isso indica também que o tempo de uso do dispositivo não interferiu na visualização das imagens, visto que os dispositivos possuíam diferentes tempo de uso. De acordo com os resultados desse teste, todos os monitores são primários.

Em relação à quantidade de estruturas visíveis no padrão teste TG18-GVN, foi também possível observar cinco estruturas visíveis em todos os monitores avaliados. Assim, poderiam ser utilizados para o diagnóstico médico.

Nos monitores avaliados com grandezas elétricas (01A e 02A), considerando a imagem padrão teste TG18-GV, também foi possível visualizar todas as estruturas dentro da área limitada com o auxílio do papel escuro. No entanto, na imagem padrão teste TG18-GVN constatou-se apenas 3 estruturas, o que comprova que esses monitores servem para serem utilizados para visualização de imagens médicas, ou seja, secundários. Comparando com [24], vemos que os monitores classificados como secundários apresentaram um resultado satisfatório, sendo semelhantes aos primários com relação a questão da reflexão verificando atingir os limites estabelecidos, sendo assim classificados como monitores para visualização de imagens médicas.

## 4.4 Resolução

Em termos de avaliação quantitativa, esse teste permite verificar em uma imagem teste digital, visualizada nos softwares descritos na seção 3.1 e no Isite radiology, a menor quantidade de estruturas possíveis com ausência de iluminação ambiente, baixa presença de ruído ou com iluminação adequada, de acordo com os protocolos de controle de qualidade. Esse teste tem a função de quantificar os padrões CX em uma determinada imagem exibida nos dispositivos de exibição. Se for verificada a presença de reflexão difusa e especular, deve observar se essa prejudicava a visualização dos padrões na imagem.

Em geral, para todos os monitores descritos nas tabelas 3.1 e 3.2, foi perceptível a mesma quantidades de estruturas no centro, superior direito, superior esquerdo, inferior esquerdo e inferior direito o padrão CX = 1, visualizada no zoom de 100 % nos monitores. Qualitativamente, a visualização de todas as estruturas foi o suficiente para classificar os



monitores como primários. Por outro lado, os monitores 01A com resolução de 1,4 MP e 02A, de resolução máxima de 2,07 MP, que foram avaliados com grandezas elétricas, apresentaram o mesmo resultado com relação à quantidade de estruturas em todas as regiões, ou seja,  $CX=0$ . Sendo assim, de acordo recomendações de controle de qualidade, são úteis para visualização de imagens médicas, ou seja, são monitores secundários.

No teste de resolução, independentemente de marcas, modelos, séries, matrizes dos diferentes monitores avaliados, mesmo com a ausência de luminosidade adequada nas salas de laudos, não foi possível a detecção de mais estruturas, mesmo mantendo o brilho padrão dos monitores. Porém, é necessário levar em consideração que possa ocorrer reflexão especular, sendo essa reflexão responsável pelo comprometimento da visualização de estruturas em qualquer dispositivo avaliado.

## 4.5 Ruído

A resposta de luminância e os parâmetros de contraste estão relacionados ao ruído. O teste de ruído quantifica as estruturas de baixo contraste visíveis na imagem padrão teste TG18-AFC (figura 2.16), a partir dos limiares estabelecidos para que os monitores sejam diferenciados como primários ou secundários, considerando um sistema visual humano de qualidade.

De acordo com os resultados obtidos nesse teste, para os monitores listados nas tabelas 3.1 e 3.2, não foram visualizadas estruturas no quadrante 20-2. Em quase todos foram observadas cinquenta e nove estruturas nos quadrantes 40-4 e 60-6 e cinquenta e oito estruturas no quadrante 30-3. Por esse teste, com exceção dos monitores 03 e 27, todos podem ser considerados primários. Isso provavelmente ocorreu devido a pixels defeituosos levando em conta o tempo de uso do monitor.

Os monitores 03 e 27, pelo fato de apresentar estruturas visíveis em apenas dois dos quatro quadrantes, devem ser classificados como secundários. Isso provavelmente ocorreu devido ao tempo de uso deles que já ultrapassou 60.000 horas, o que pode justificar a presença de pixels defeituosos, que contribuiu para que o sistema visual humano não indentificasse essas estruturas.

Nos monitores 01A e Samsung 02A, com pouco tempo de uso, só foi possível verificar apenas 59 estruturas em dois dos quatro quadrantes, o 40-4 e o 60-6. Esse é um resultado de certa forma esperado, com base em outros testes, que comprovaram que esses monitores são secundários.

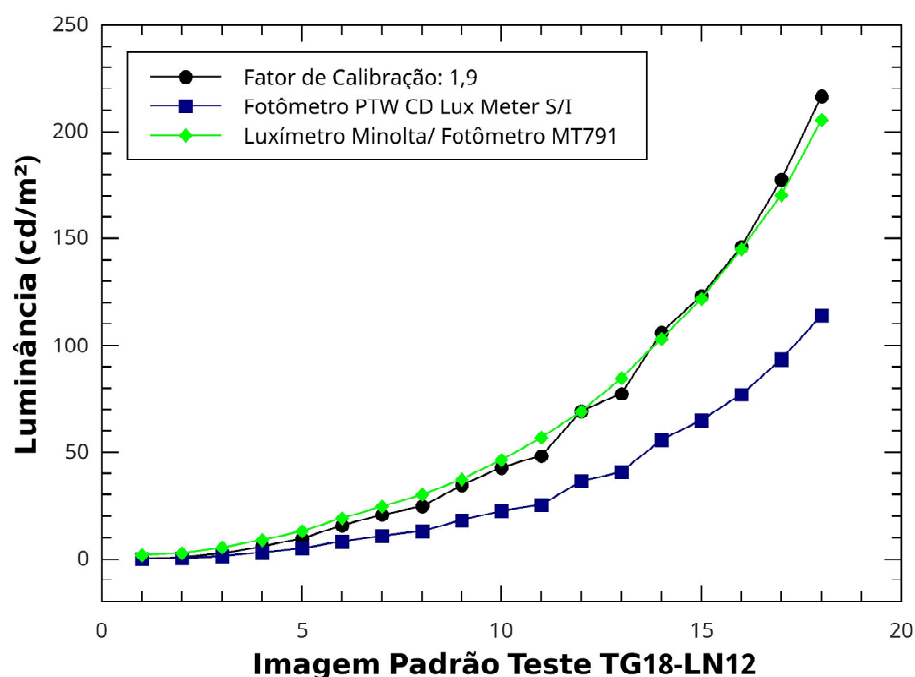
## 4.6 Resposta de Luminância e Contraste

O teste representou um estudo de intuito avaliativo em dispositivos de exibição usados no diagnóstico com as marcas BARCO e EIZO com medidas fotométricas, e da marca Samsung, com grandezas elétricas. A avaliação teve o objetivo de verificar se os resultados estão de certa forma adequados ao padrão GSDF e a mais ou menos dez por cento do JND, considerando os níveis de luminância nas 18 imagens padrão teste TG18-LN12.

Para efeito demonstrativo será apresentada apenas uma tabela (tabela 4.6) descrevendo os valores que foram obtidos e um gráfico de luminância versus JND com pontos experimentais para cada um dos dispositivos de exibição avaliados. O objetivo desta análise é obter a resposta de luminância, a curva característica de acordo com o JND e os valores de iluminância com seus devidos fatores de calibração. Ao final, serão apresentados os resultados obtidos com o método alternativo em monitores secundários a fim de validar os resultados obtido com o luxímetro de acordo com o fotômetro, para os testes de controle de qualidade nos dispositivos de exibição.

Serão apresentados os resultados para os 38 monitores, de acordo com valores de tons de cinza de cada imagem, a iluminância obtida, a luminância calculada com o seu devido fator correspondente de calibração, o JND, a curva característica para cada dispositivo de exibição analisado de acordo com seu limiar de contraste ( $dL/L$ ). O gráfico da figura 4.1 apresenta a correlação dos valores de luminância obtidas pelo Fotômetro PTW com os valores de luminância obtidas através da conversão de iluminância com seu devido fator de conversão pelo luxímetro Minolta. Dessa forma, pode-se ter que ao dividirmos os valores obtidos no luxímetro Minolta por 1,9, obtemos uma correlação com os valores de luminância do equipamento oficial medidor de luminância, o fotômetro.

Figura 4.1: Gráfico da Imagem Padrão teste versus luminância



Os dados da tabela 4.6 para o monitor 01 apresentaram uma razão de luminância de 825 e razão de contraste no valor de 550. Esses são resultados adequados por serem maiores que 250, para monitores primários e, por estarem de acordo com a variação de 10% do JND. Esse dispositivo apresentava 299 horas de uso, e uma luminância ambiente equivalente a  $0,19 \text{ cd/m}^2$ . Isso de fato caracteriza que está adequado para ser utilizado no diagnóstico médico. A sua curva característica de luminância em função do JND é representada na figura 4.2.

O valor de luminância máxima para o monitor 01 apresentou equivalência para monitores primários, estando em conformidade às exigências estabelecidas pelos protocolos de controle de qualidade. Esse monitor apresentou um pequeno tempo de uso pequeno, e um valor significativo de razão de contraste, comprovando que a luminância do dispositivo está dentro da margem de 10% do JND. O gráfico da figura 4.2 mostra que os valores de luminância crescem proporcionalmente de forma que acompanha as variações para o

Tabela 4.6: Grandezas Fotométricas para o Monitor 01

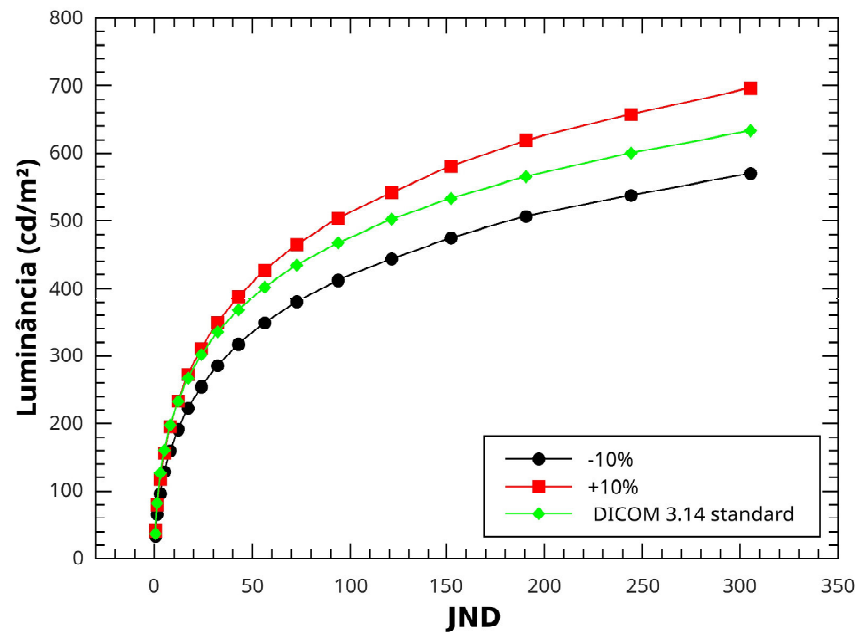
Imagem Teste	p-valor	Iluminância (lux)	Luminância (cd/m <sup>2</sup> )	JND	dL/L
TG18 -LN12-01	0	0,03	0,37	37,72	-
TG18 -LN12-02	240	0,08	1,30	82,69	1,11
TG18 -LN12-03	480	0,17	2,96	126,44	0,78
TG18 -LN12-04	720	0,28	5,00	161,28	0,51
TG18 -LN12-05	960	0,44	7,96	197,36	0,46
TG18 -LN12-06	1200	0,66	12,03	233,57	0,41
TG18 -LN12-07	1440	0,93	17,03	267,03	0,34
TG18 -LN12-08	1680	1,30	23,88	302,19	0,33
TG18 -LN12-09	1920	1,75	32,21	335,37	0,30
TG18 -LN12-10	2160	2,32	42,76	368,46	0,28
TG18 -LN12-11	2400	3,05	56,27	402,00	0,27
TG18 -LN12-12	2640	3,93	72,56	434,23	0,25
TG18 -LN12-13	2880	5,07	93,66	467,64	0,25
TG18 -LN12-14	3120	6,55	121,06	502,18	0,26
TG18 -LN12-15	3360	8,23	152,16	533,68	0,23
TG18 -LN12-16	3600	10,30	190,48	565,23	0,22
TG18 -LN12-17	3840	13,2	244,16	600,70	0,25
TG18 -LN12-18	4080	16,50	305,24	633,08	0,22

JND. O valor de iluminância ambiente para esse dispositivo (9,16 lux) obedece às recomendações de controle de qualidade. Esse dispositivo possui resolução equivalente a 2,3 MP, devendo ser classificado como primário por estar conforme as recomendações, dentro de um ambiente com iluminância adequada e em conformidade com o padrão GSDF para tons de cinza. Esse monitor é utilizado para exames de tomografia.

Para os próximos monitores serão apresentadas apenas as curvas com pontos ligados para melhor visualização.

O monitor 02 apresenta um tempo menor de uso em relação ao monitor 01, equi-

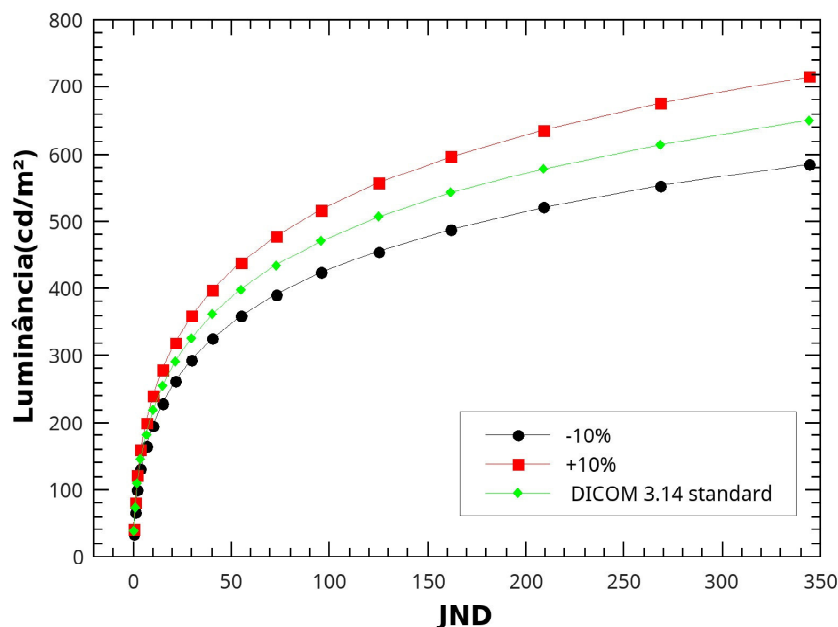
Figura 4.2: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 80% para o monitor 01



valente a 184 horas. Foi possível observar um crescimento nos parâmetros de razão de luminância e de razão de contraste em relação ao 01. Isso pode significar que quanto menor tempo de uso do dispositivo, maior será sua qualidade de imagem, havendo condições de iluminação adequadas. Pode-se ainda correlacionar isso a uma menor quantidade de pixels defeituosos. O gráfico de luminância versus JND para esse monitor é apresentado na figura 4.3.

A luminância máxima para esse dispositivo foi de 344,30  $\text{cd/m}^2$ , estando de acordo à AAPM [31] e outros protocolos utilizados. Em relação ao tempo de uso menor com relação ao monitor 01, classifica esse monitor como primário.

Figura 4.3: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 80% para o monitor 02



O dispositivo de exibição 03 dentre os dispositivos avaliados tinha o maior tempo de uso, 66.887 horas. A tela desse monitor era dividida em duas, classificando-se em monitor direito e esquerdo, correspondendo a uma imagem teste de um lado e outra imagem teste do outro. Ao avaliar nesse dispositivo de exibição, os valores de luminância no centro da imagem padrão teste TG18-LN observou-se uma diferença em torno de quarenta unidades com relação a razão de luminância e razão de contraste. Embora com a mesma luminância ambiente e luminância mínima, ao quantificar a luminância máxima para o monitor direito em de 154,74  $\text{cd/m}^2$  e em 170,30  $\text{cd/m}^2$  para o esquerdo, resultou em uma diferença que pode levar a uma conclusão da existência de pixels defeituosos existentes no monitor. As curvas características da luminância dos dois lados desse monitor é apresentadas na figuras 4.4.

Ao observar a figura 4.4 correspondentes ao mesmo monitor com um tempo equivalente a sete anos e levando em consideração que ele esteja 24 horas por dia. Isso mostra que não está de acordo com o GSDF e com os limites de mais ou menos 10% de diferença

perceptível, levando ao monitor a ser classificado como secundário, adequado apenas para visualização de imagens médicas, ressaltando sua comprovação pelo teste de ruído.

Figura 4.4: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 80% para o monitor 03 (direito)

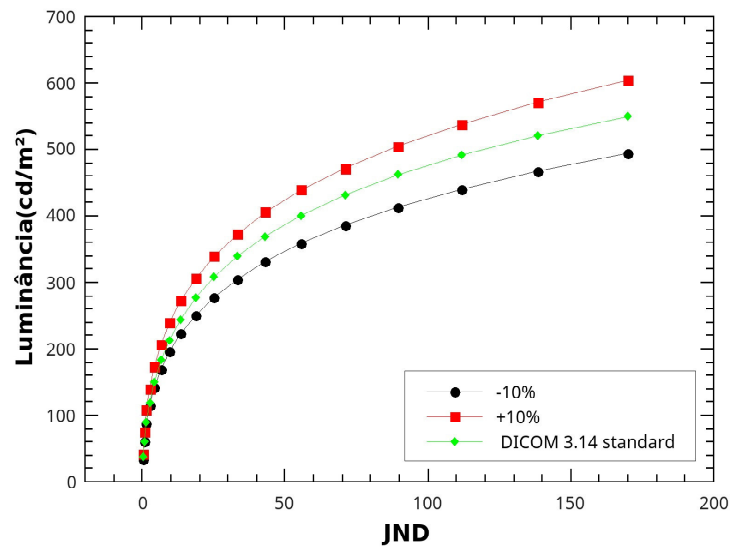
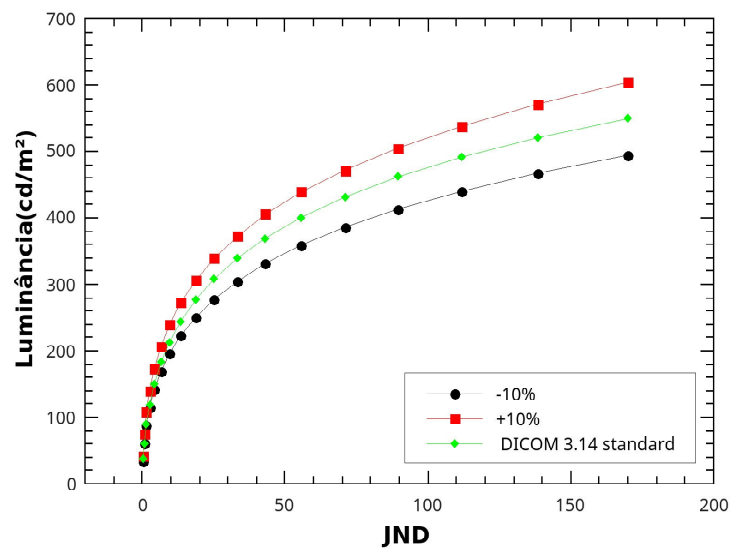


Figura 4.5: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 80% para o monitor 03 (esquerdo)



Com o aumento proporcional dos valores de luminância e com o acompanhamento da curva JND, é possível observar uma diferença mínima com relação à luminância máxima, à razão de luminância e à razão de contraste. A luminância ambiente e mínima são as mesmas para todos esses monitores.

O monitor 04 apresenta um tempo de uso menor que o monitor 05 (7.004 horas), significando que mesmo com uma iluminância ambiente medindo 8,68 e 8,71 lux, estando dentro das condições para o controle de qualidade, não houve distinção com relação a esses valores devido ao fato desses monitores possuírem aproximadamente o mesmo coeficiente de reflexão especular, ou seja, nenhum objeto iluminado apresentou reflexão que comprometesse a visualização das imagens teste.

Na análise que leva em conta o GSDF e JND (figura 4.5 e 4.6), os valores obtidos para luminância máxima estão de acordo aos protocolos de controle de qualidade. Para este caso, pode-se supor que o tempo de uso está adequado, com parâmetros que atendem aos requisitos de serem classificados como primários.

Figura 4.6: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 80% para o monitor 04

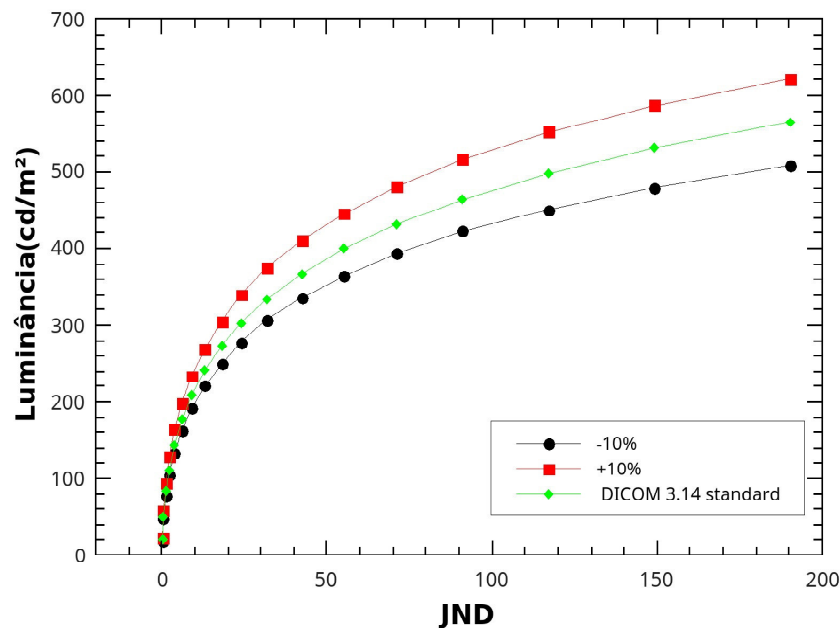
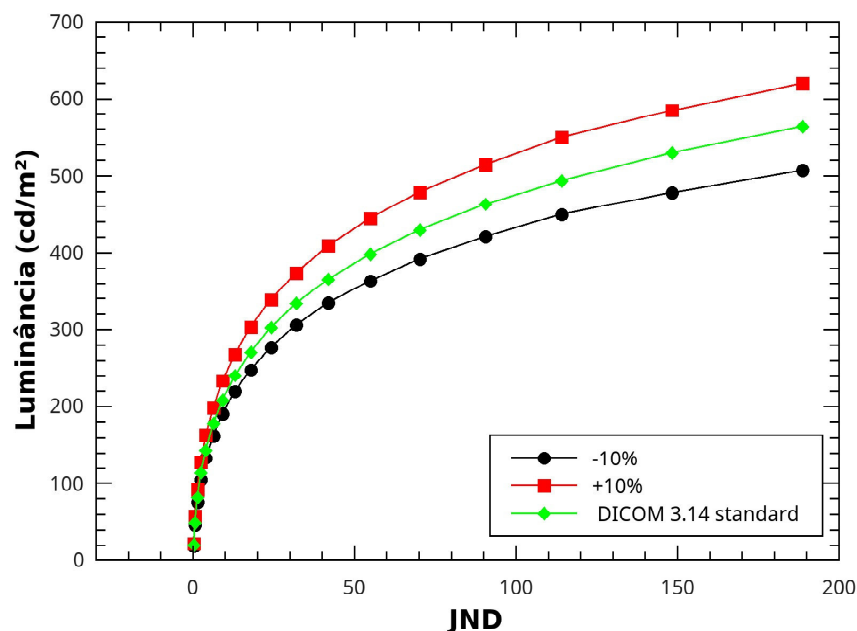




Figura 4.7: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 80% para o monitor 05



A avaliação de controle de qualidade para os monitores 06 e 07 com o tempo de uso de 1.756 e 10.354 horas, respectivamente, foi observada uma diferença na luminância, mesmo com marcas iguais e com séries diferentes. O monitor 06 apresentou um tempo maior de uso em relação ao monitor 07. A curva característica para o monitor 06 (figura 4.7) informa que a luminância está de acordo com o GSDF e no limiar de mais ou menos dez por cento do JND. Isso apresenta uma uma razão de luminância igual a 518 e razão de contraste igual a 451, em conformidade às recomendações dos protocolos de controle de qualidade, classificando o dispositivo como adequando para o diagnóstico médico.

O monitor 07 apresentou uma razão de luminância equivalente a 638 e razão de contraste equivalente a 544, obedecendo o que exige os protocolos de controle de qualidade, estando de acordo ao padrão GSDF, dentro dos limites de JND (figura 4.7), mesmo com um tempo de uso equivalente a 10.354 horas, podendo ser classificado como monitor primário.

Figura 4.8: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 80% para o monitor 06

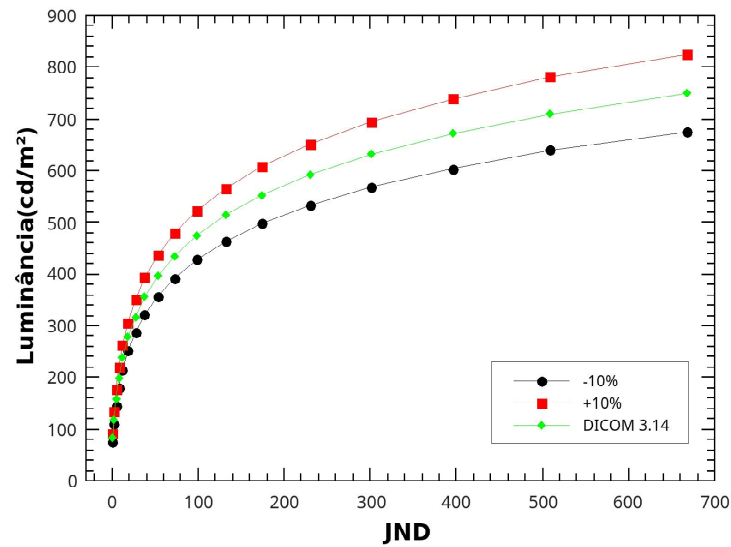
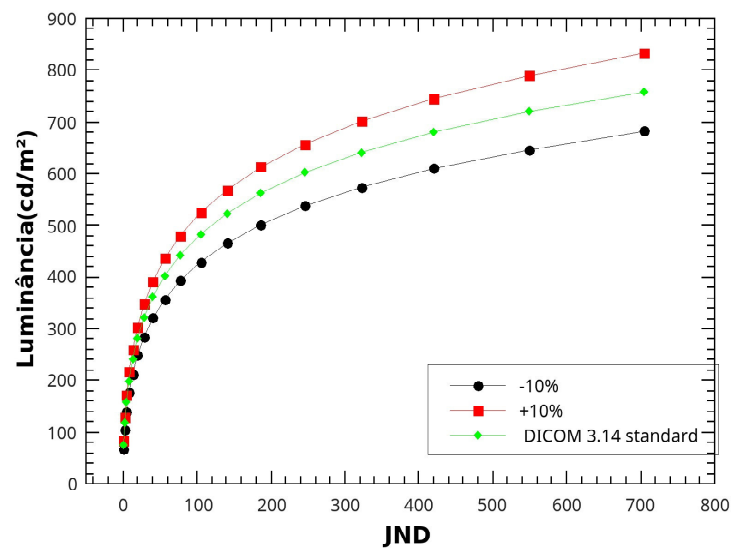


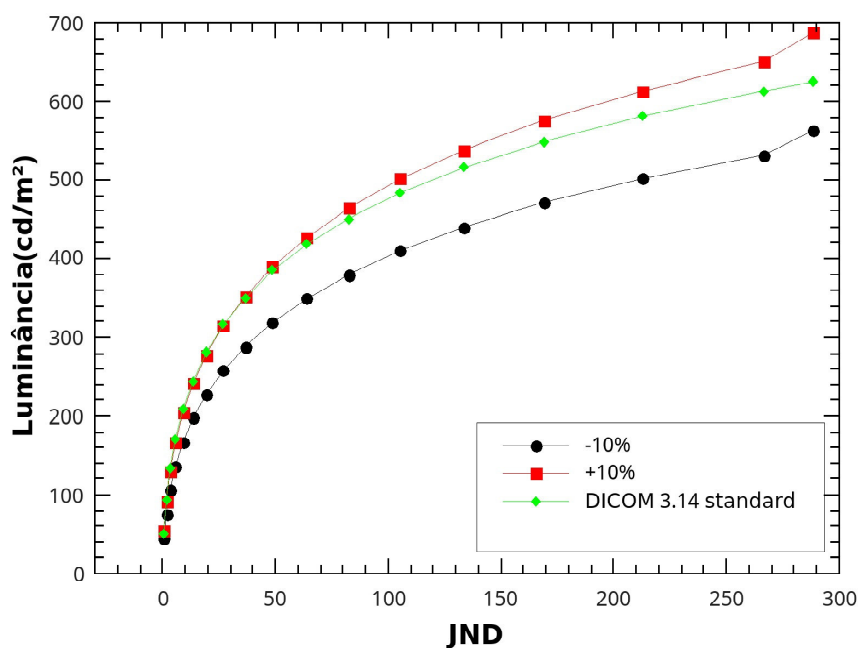
Figura 4.9: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 80% para o monitor 07



Os resultados relativos ao monitor 08 (figura 4.8) apresentam a luminância iniciando dentro da margem de mais 10% do padrão GSDF e JND. Com o aumento da intensidade luminosa, vemos que para a imagem TG18-LN12-18 ocorre um desvio com relação à curva DICOM, isso devido a presença de ruído ou de alguma reflexão especular que podem ter causado esse efeito. Essa falha não impede que se confirme se o monitor está apto para o diagnóstico, embora ele estivesse apenas com 287 horas de uso.

Em termos de razão de resposta de luminância e contraste, pode-se assegurar o padrão estabelecido pelos protocolos de controle de qualidade. Esse monitor estava em um ambiente que atendia às condições de iluminação, ou seja, 7,20 lux, que era menor que 20 lux que representam a exigência mínima em controle de qualidade. Por outro lado, não é devido a esse desvio fora da curva característica que o monitor deixa de ser primário, já que testes anteriores comprovaram que esse monitor está apto a ser utilizado no diagnóstico médico.

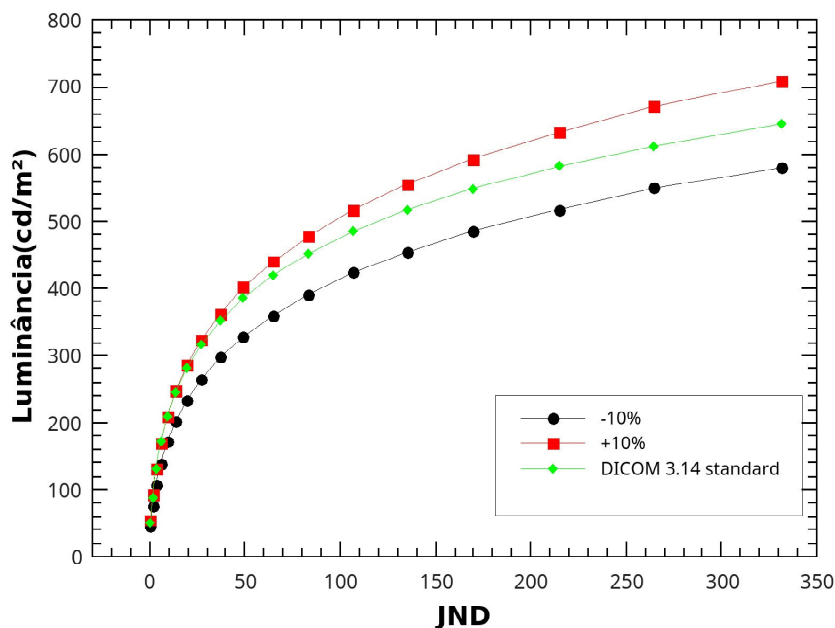
Figura 4.10: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 80% para o monitor 08



O dispositivo de exibição 09 apresenta uma resposta significativa quanto à luminância. Esse dispositivo estava sendo usado em exames de raios X e tomografia. O resultado do teste para esse dispositivo resultou em uma curva em conformidade com o padrão GSDF e os limiares do JND (figura 4.9), em mais dez por cento de acordo com o crescimento dos valores de luminância nas medições na imagem padrão desse teste. Quando comparamos os valores de luminância máxima com relação aos protocolos de controle de qualidade, confirma-se a conformidade com relação aos parâmetros de razão de luminância e razão de contraste.

As medições para o teste foram feitas em um ambiente de sala de laudo com iluminação adequada, como podemos ver na tabela 3.1. O valor baixo de coeficiente de reflexão especular não contribuiu para que a curva apresentasse um comportamento diferente, que estivesse fora do desvio relativo correspondente ao GSDF e aos limites de JND. Os parâmetros de razão de luminância e razão de contraste classificam esse dispositivo como primário.

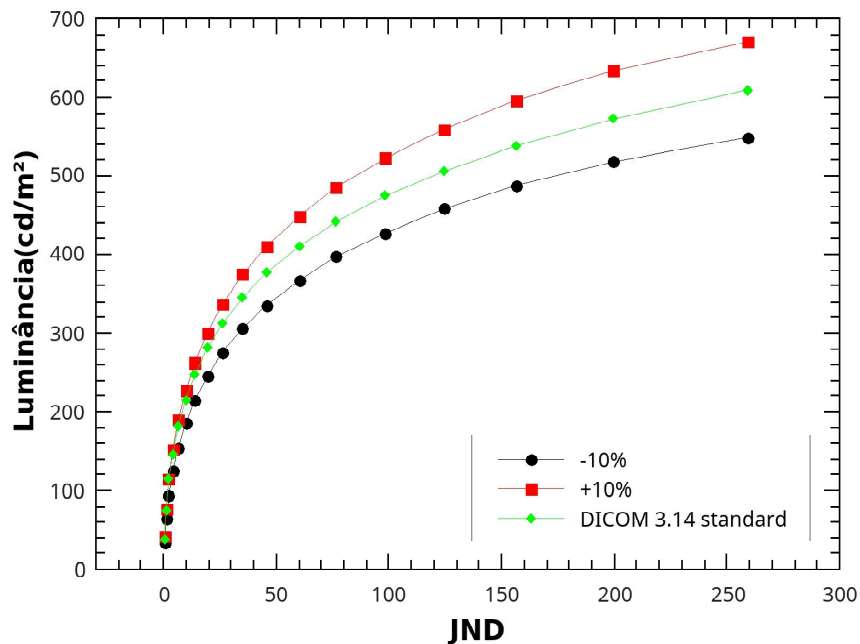
Figura 4.11: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 80% para o monitor 09



Os dados para esse monitor, com um tempo igual a 8.124 horas, resultaram em uma curva característica (figura 4.10) dentro do limites do padrão estabelecido para o GSDF e dos percentuais de JND. Outros testes em seções anteriores confirmaram que, embora com tempo de uso grande, esse monitor pode ser classificado como primário. Em termos de luminância máxima, está de acordo com o que recomenda os protocolos de controle de qualidade. Logo, esse dispositivo está em condições para ser utilizado em tomografia, raios-X, hemodinâmica.

Os resultados obtidos para razão de luminância e razão de contraste apresentaram-se uma conformidade com a diferença apenas perceptível e, com uma resolução de 1,2 MP esse monitor respondeu com mesma qualidade em relação 06, embora com tempos de uso apresentando grande diferença.

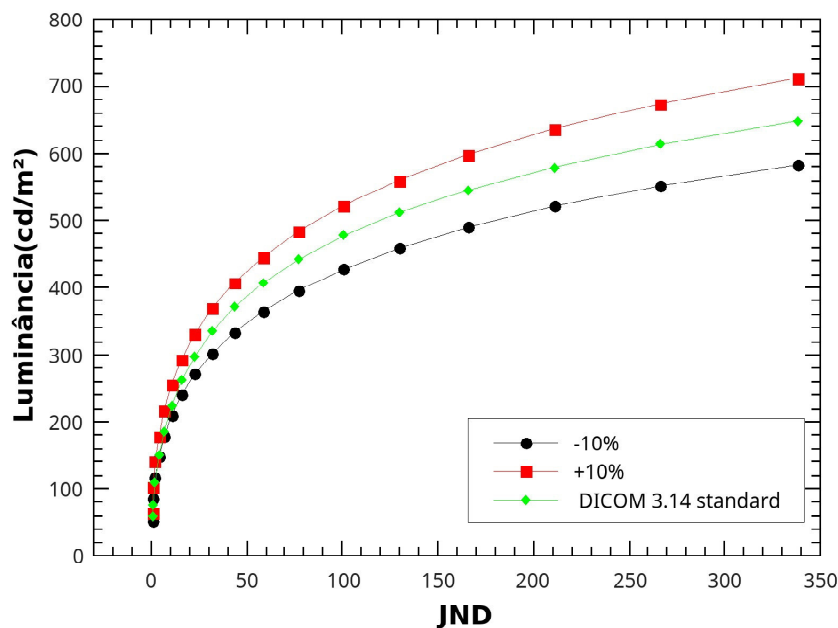
Figura 4.12: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 80% para o monitor 10



Quanto ao dispositivo de exibição 11, tem-se que a curva característica (figura 4.11) apresenta um comportamento semelhante ao do monitor 08 (figura 4.8). Porém não apresentou um desvio relativo no final da medição de luminância na imagem padrão teste TG18-LN12-18. Em termos de tempo de uso, apresentou um comportamento semelhante com relação ao monitor 08 (tabela 3.1). A resposta do teste para o monitor avaliado apresentou resultados classificando o monitor adequado ao radioagnóstico médico. A variação temporal de um para outro foi exatamente a correção do desvio na curva característica, ou seja, podendo ser devido ao aumento do seu tempo de uso na obtenção de respostas diferentes para o padrão GSDF e nos limites percentuais de JND.

Com relação aos valores de luminância máxima, esse dispositivo respondeu conforme exigências dos protocolos de controle de qualidade, reforçando o fato de ser classificado como primário. Os resultados de razão de contraste e razão de luminância apresentaram ausência de desvio dentre os mais ou menos dez por cento dos padrões de contraste.

Figura 4.13: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 80% para o monitor 11



Os gráficos da figura 4.12 e 4.13 apresentam as curvas características para o monitor, que é dividido em duas telas, sendo um esquerda e outra direito, com 1.349 horas de uso, com marca diferente da dos monitores analisados anteriormente. Pode-se perceber nas curvas o aumento da luminância com a análise de acordo com o padrão GSDF e os limites percentuais de JND. Embora a curva apresente um comportamento favorável a variação dos tons de cinza para cada imagem teste, não foi possível classificar esse monitor como adequado ao diagnóstico médico, devido à reflexão especular e à posição em frente a fonte luminosa, que esse monitor se encontrava na sala de laudo.

A razão de luminância com valores equivalentes a 257 e 309 fizeram com que não estivesse dentro dos limiares perceptíveis de mais ou menos 10% do JND, resultado esse desfavorável para classificar esse monitor como primário. Outros testes o classificaram como primário, mas considerando uma certa margem de erro de 5%, podendo ser considerado ao diagnóstico médico. Em termos de luminância máxima, esse monitor está de acordo com os protocolos de controle de qualidade, em se tratar de monitor primário.

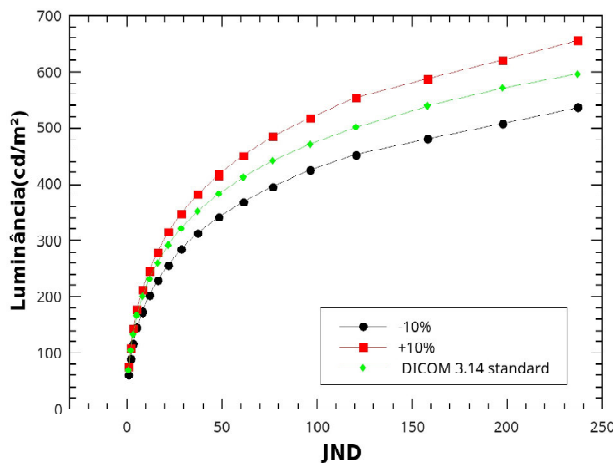


Figura 4.14: Monitor 12 - Esquerdo

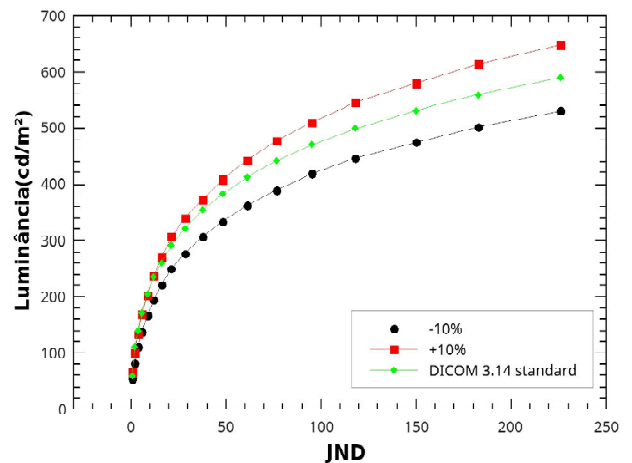


Figura 4.15: Monitor 12 - Direito

O dispositivo 13 apresenta a mesma divisão na tela que o anterior ao ser dividido em monitor direito e esquerdo. A curva característica para esse dispositivo (figuras 4.14 e 4.15) apresentou uma pequena diferença em relação aos valores de luminância, mas em conformidade com o GSDF e dentro dos limites percentuais de JND, devido os valores de luminância máxima serem próximos. Esse monitor apresentava mais de quatro mil horas de uso. O lado direito do dispositivo respondeu melhor que o esquerdo em termos de GSDF, provavelmente por existência de pixels defeituosos que ocasionaram uma variação de luminância nesse monitor.

A razão de luminância e luminância máxima para esse dispositivo obedecem ao que estabelecem os protocolos de controle de qualidade. Ao considerar uma pequena diferença de resposta de um lado de monitor com relação ao outro, sua grande quantidade de horas de uso, esse dispositivo está adequado a laudo de tomografia, raios X, ressonância magnética, sendo então um monitor primário.

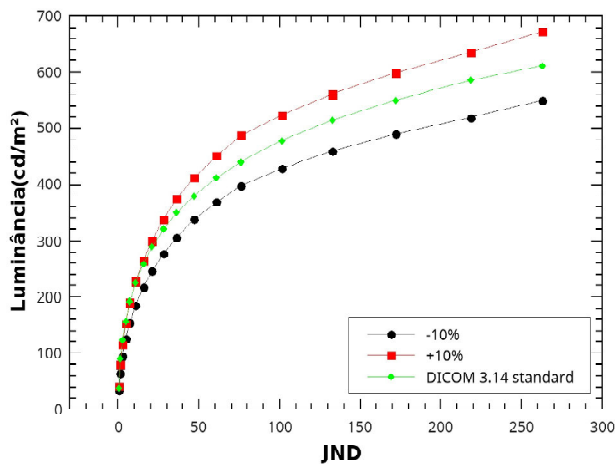


Figura 4.16: Monitor 13 - Esquerdo

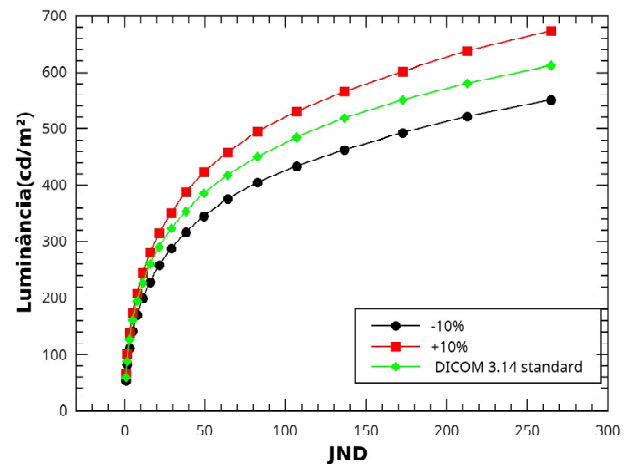


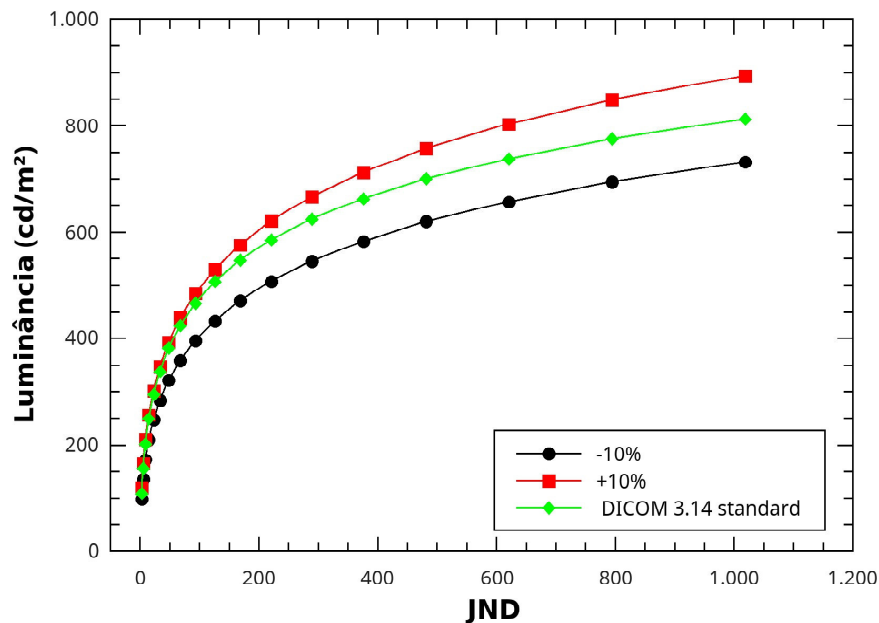
Figura 4.17: Monitor 13 - Direito



A figura 4.16 apresenta a curva característica do dispositivo 15, utilizado para exames de mamografia. Essa primeira avaliação, correspondeu [52] em termos de exigência com relação a resolução mínima de um dispositivo de exibição adequado para laudo desse tipo de exame, ou seja, com 3 MP. A curva característica para esse monitor, mostrou-se de acordo com o padrão GSDF e os limites percentuais de JND. Comprovando a resolução mínima exigida, esse dispositivo pode ser classificado como primário, ou seja, adequado para laudo médico em mamografia.

A luminância máxima apresentou-se adequada seguindo os padrões de controle de qualidade. Esse monitor se encontrava em um ambiente com iluminância também adequada, com cerca de 8,80 lux. Em termos de razão de luminância e razão de contraste esse dispositivo apresentou conformidade com o GSDF e o JND.

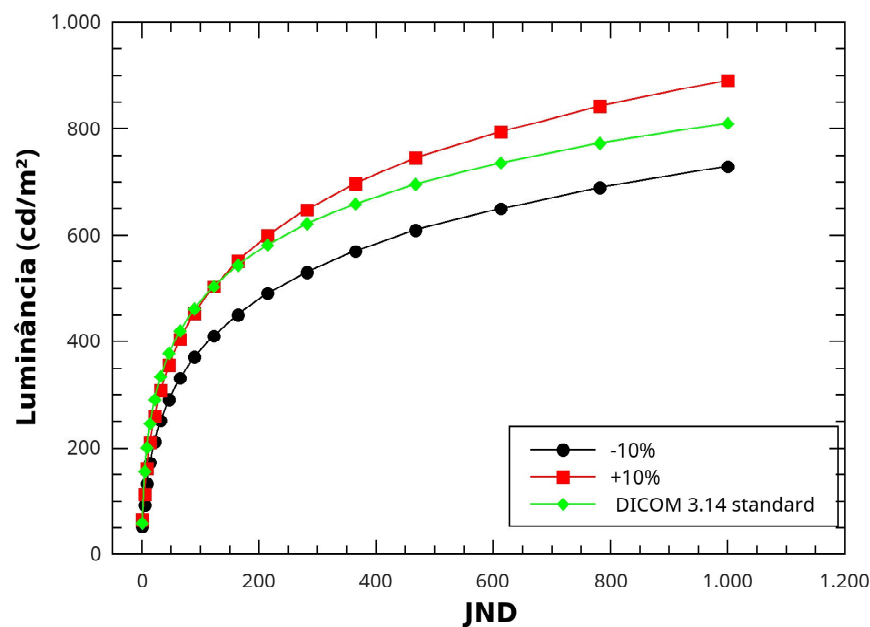
Figura 4.18: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 80% para o monitor 14



O comportamento do gráfico da figura 4.17, relativo ao monitor 15 é semelhante ao do dispositivo anterior em termos dos valores de luminância, o que induz a uma diferença em relação ao GSDF e JND. Foi verificado que esse dispositivo se encontrava dentro das mesmas condições de iluminância ambiente do monitor 14, embora o tempo de uso dele seja da ordem de 5% menor que o monitor 14, o que pode justificar valores de luminância, razão de luminância e razão de contraste um pouco mais elevados.

Considera-se esse monitor como primário. O valor de luminância máxima e a resolução desse dispositivo corresponderam ao esperado estando, seus parâmetros dentro dos limiares recomendados pelos protocolos de controle de qualidade no radiodiagnóstico.

Figura 4.19: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 80% para o monitor 15



A avaliação do dispositivo 16 mostrou ser ele um dos com menor resolução espacial dentre todos os monitores avaliados no diagnóstico. Esse monitor era dividido em lado direito e esquerdo para que fosse possível visualizar duas imagens no mesmo dispositivo. Diante dos gráficos apresentados nas figuras 4.18 e 4.19, tem-se que mesmo com um tempo de uso igual em si, observa-se uma certa variação perceptível de luminância, ocasionando então uma diferença no GSDF e nos limites percentuais de JND. O comportamento gráfico para esse monitor apresentou que o lado esquerdo está de acordo com o GSDF e JND, diferentemente do lado direito. Isso é justificável devido à possível maior presença de pixels defeituosos que dificultariam as medições, embora o dispositivo estivesse em um ambiente com iluminação adequada. O tempo de uso desse monitor era de 12.603 horas.

Os parâmetros de razão de contraste e de razão de luminância estavam de acordo com os protocolos de controle de qualidade. Porém, mesmo não estando de acordo com o limite de diferença perceptível no lado direito, considerando-se os demais testes esse pode ser classificado como adequado para o diagnóstico médico no lado esquerdo e para visualização de imagens médicas no lado direito.

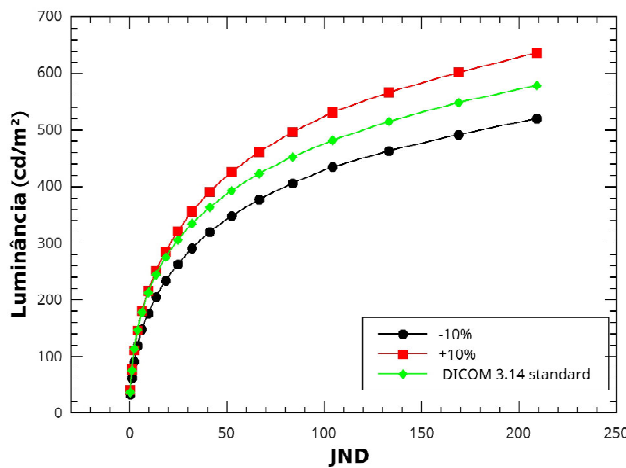


Figura 4.20: Monitor 16 - Esquerdo

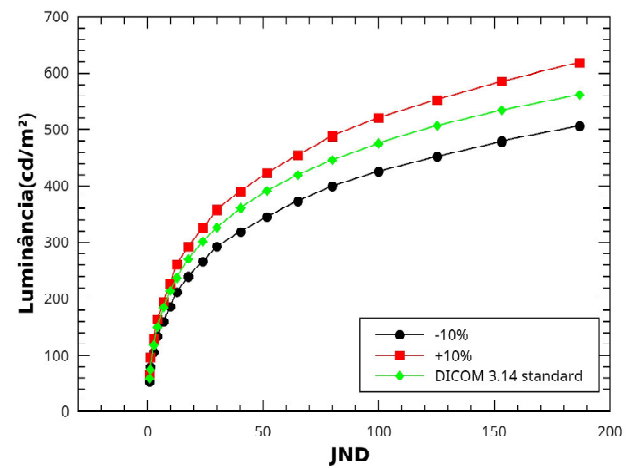


Figura 4.21: Monitor 16 - Direito

As curvas características nas figuras 4.20 e 4.21 do dispositivo 17 estão de acordo com as dos monitores com menor tempo de uso. Nesse monitor, era possível a visualização da imagem teste, com igual qualidade, no lado direito e no esquerdo. Provavelmente, esse dispositivo não apresentou variação por pixels defeituosos e nem de coeficiente de reflexão especular, o que poderia comprometer o diagnóstico médico para a finalidade desejada.

Com relação aos valores de luminância máxima, com base nos protocolos de controle de qualidade, observou-se que estão dentro dos limites estabelecidos para classificar o monitor de acordo com sua finalidade. Apesar desse monitor está com um pouco tempo de uso (292 horas) foi possível comprovar a não conformidade com o padrão GSDF e os limites percentuais de JND, devido detalhes que podem prejudicar o diagnóstico médico, mesmo ele estando com um pequeno coeficiente de reflexão especular e com uma luminância adequada no ambiente em que se encontrava.

Os valores de razão de luminância foram de 813 para monitor direito e 826 para o monitor esquerdo e direito. Diferenças mínimas foram observadas em termos de reflexão especular, que relaciona o grau de comprometimento da imagem, e pela razão de contraste, com valores de 646 e 652. Assim, esse monitor está de acordo com os protocolos de controle de qualidade, podendo ser classificado como secundário.

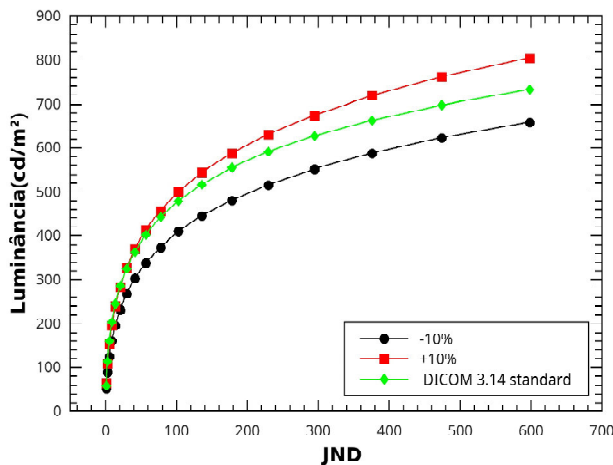


Figura 4.22: Monitor 17 - Esquerdo

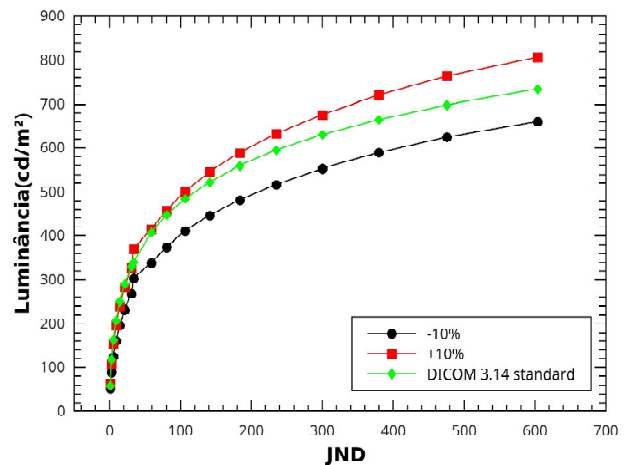


Figura 4.23: Monitor 17 - Direito

Dentre todos os dispositivos avaliados no controle de qualidade com base nesse teste, podemos então destacar o monitor 18 como o de maior resolução, mesmo com bastante tempo de uso (11.957 horas). Da mesma forma que outros monitores, esse foi dividido em lado direito e esquerdo, para visualização de duas imagens ao mesmo tempo. Pelas curvas características das figuras 4.22 e 4.23, temos que os valores de luminância mínima foram iguais e os valores de luminância máxima aproximaram-se para os dois monitores, significando a possibilidade de ausência de pixels defeituosos em ambos.

Considerando a resolução, define-se esse monitor como primário. Com os valores de luminância verifica-se que está de acordo com o GSDF e dentro dos limites percentuais de JND. Assim, esse dispositivo encontrava-se em um ambiente com iluminância adequada e em conformidade com as recomendações de controle de qualidade. Em relação aos valores de luminância máxima, pode-se comprovar uma resposta com qualidade, reforçando o argumento que mesmo elevado tempo de uso, a resolução máxima espacial dele estava dentro dos limites estabelecidos.

De acordo com os valores obtidos para razão de luminância, razão de contraste e pelo comportamento da curva característica, pode-se garantir que esse monitor pode ser classificado como primário, ou seja, adequado para o diagnóstico médico

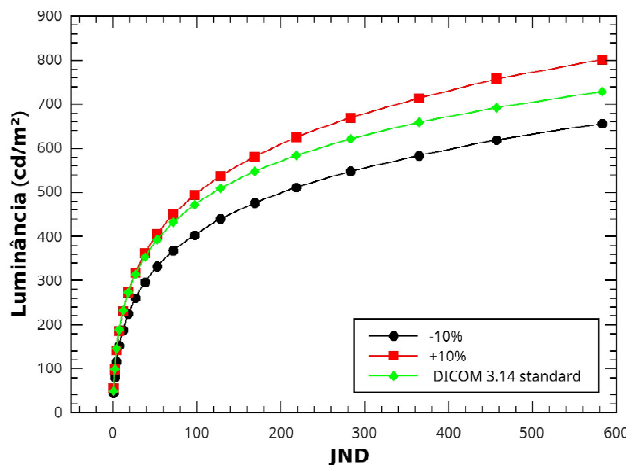


Figura 4.24: Monitor 18 - Esquerdo

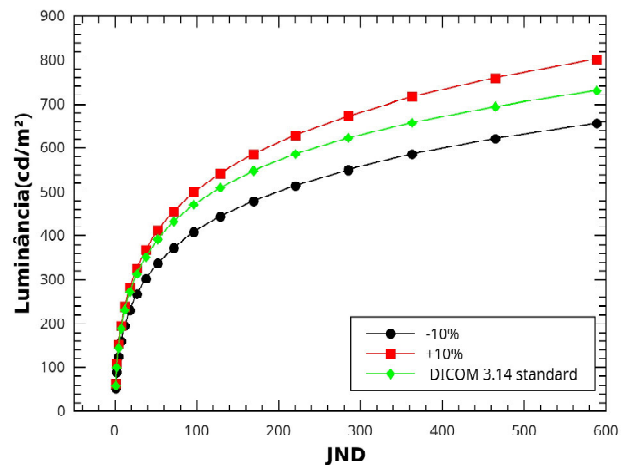


Figura 4.25: Monitor 18 - Direito

Para a avaliação do dispositivo de exibição 19 com um tempo de uso semelhante ao dispositivo de mamografia (14 e 15). De acordo com a curva característica das figuras 4.24 e 4.25, obteve-se uma resposta de acordo com o esperado em termos do padrão GSDF e nos limites percentuais de JND, devido as curvas estarem ajustadas a mais ou menos dez por cento. Esse dispositivo é usado para tomografia computadorizada, radiologia geral e hemodinâmica. Em termos de luminância máxima, verificou-se que está de acordo com os protocolos de controle de qualidade dentro dos limites estabelecidos.

O dispositivo 19 estava dividido em monitor direito e esquerdo para visualização de duas imagens simultaneamente. Foi perceptível uma variação em relação aos lados em termos de luminância máxima. Porém, esse monitor apresentou um coeficiente de reflexão especular adequado de maneira que não comprometia o laudo médico. Em termos de luminância máxima, os valores em ambos os lados do monitor seguiram as recomendações. A razão de luminância em 1140 e 831 para monitor esquerdo e direito, respectivamente, classifica o monitor como primário. A razão de contraste com valores de 848 e 656 confirma isso. Embora esse dispositivo tenha apresentado com uma resolução menor que o monitor de mamografia, a sua curva característica encontrou - se semelhante a do monitor utilizado para laudo de mamografia, podendo esse dispositivo ser utilizado para essa finalidade médica.

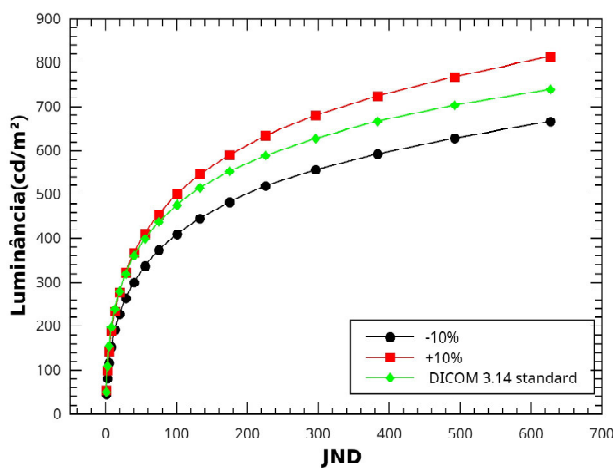


Figura 4.26: Monitor 19 - Esquerdo

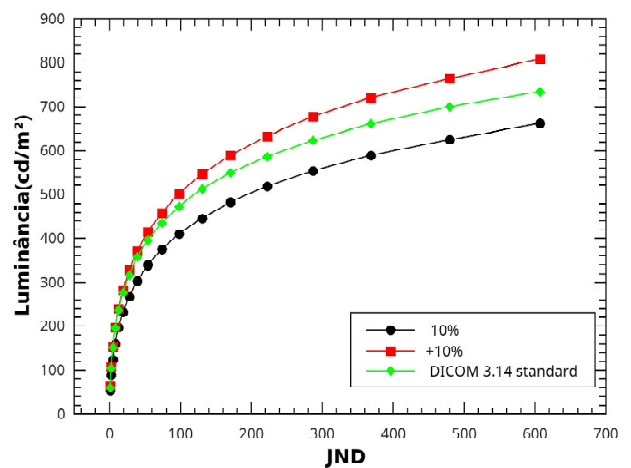


Figura 4.27: Monitor 19 - Direito

O dispositivo 20 apresentou um aspecto relevante se comparado com os de exibição em mamografia. Os valores de luminância mostraram-se de acordo com o padrão GSDF e nos limites percentuais de JND, podendo ser classificado como monitor primário. Comparando as figuras 4.16 e 4.17 com as figuras 4.27 e 4.27, observam-se comportamentos semelhantes, significando então a coerência para uso em mamografia, levando em consideração também o tempo de uso do monitor.

Com relação aos valores de luminância máxima tanto para o monitor esquerdo como para o monitor direito, temos que estão de acordo com as recomendações dos protocolos de controle de qualidade. O monitor encontrava-se em condições de iluminação ambiente adequadas. A razão de luminância apresentou valores de 1089 e 814 para o monitor esquerdo e direito, respectivamente, e razão de contraste valores de 423 e 450.

Além de analisar a percepção de um comportamento gráfico semelhante ao do dispositivo de exibição utilizado para mamografia e com uma diferença de apenas dezenove horas de uso com relação ao monitor 14, conclui-se que o monitor 20 está de acordo com o padrão GSDF e JND e, confirma como sendo um monitor primário que pode ser usado em exames de mamografia.

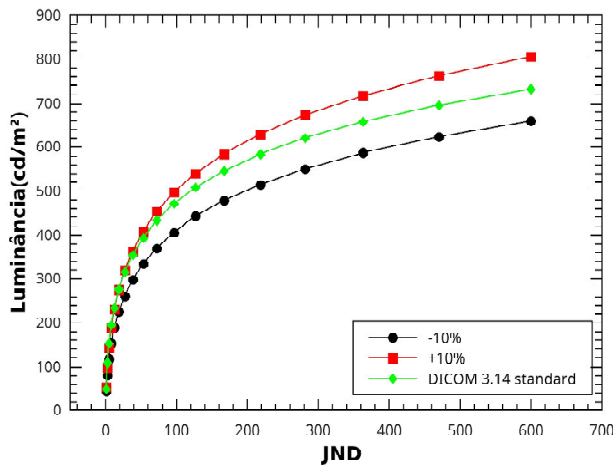


Figura 4.28: Monitor 20 - Esquerdo

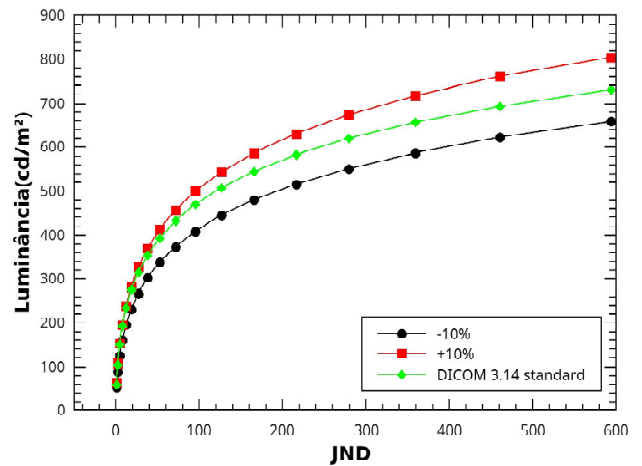


Figura 4.29: Monitor 20 - Direito

As curvas características apresentadas na figuras 4.28, 4.29, 4.30 e 4.31, relativas aos monitores 21 e 23 em geral, apresentam-se dentro dos limiares de mais ou dez por cento dentro do JND, e de acordo com o GSDF. Em termos de luminância máxima, razão de luminância e razão de contraste estão de acordo com as recomendações dos protocolos de controle de qualidade, classificando esses dispositivos como primários. As condições de iluminação mínima também são as exigidas pelas recomendações. Esses dispositivos apresentaram comportamentos semelhantes, devido aos seus tempos de uso serem aproximadamente iguais (13.130 horas e 13.141 horas, respectivamente)

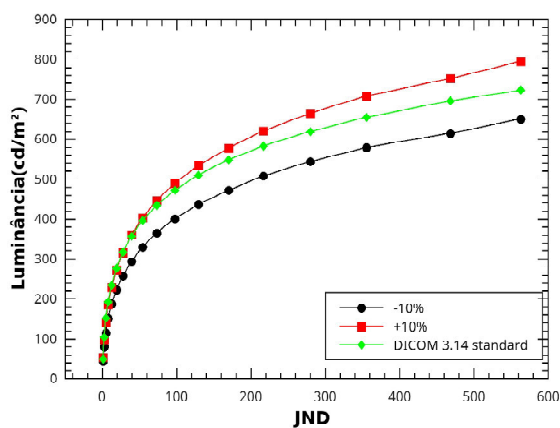


Figura 4.30: Monitor 21 - Esquerdo

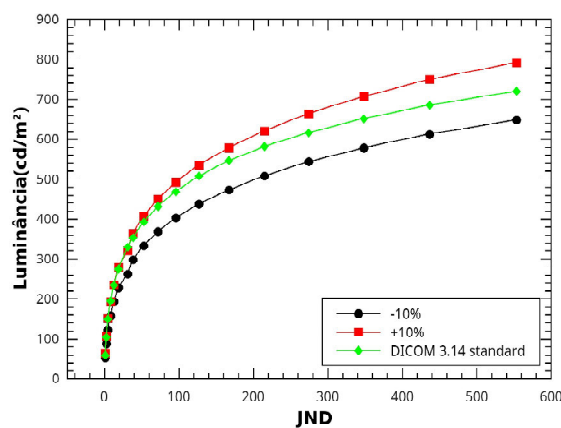


Figura 4.31: Monitor 21 - Direito

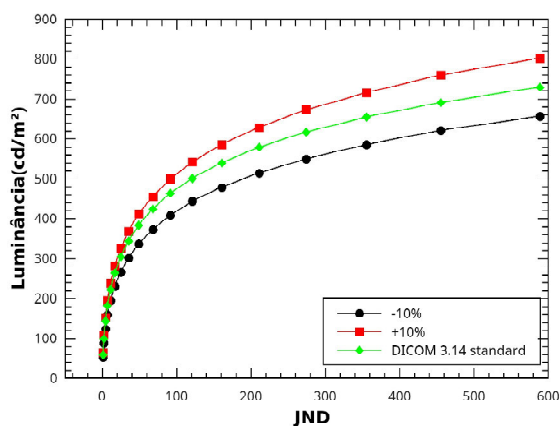


Figura 4.32: Monitor 23 - Esquerdo

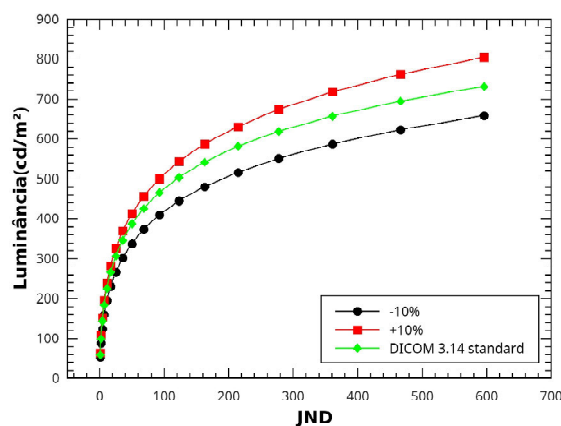


Figura 4.33: Monitor 23 - Direito



As curvas características das figuras 4.32 e 4.33 são do monitor 22, em que estava dividido em esquerdo e direito para visualização de duas imagens teste. Esse era um dos com menor resolução e com um bom tempo de uso (18.922 horas). A curva característica dele está em conformidade com o padrão GSDF e os limites percentuais de JND. Os valores de luminância máxima para o monitor direito e esquerdo apresentaram um resultado favorável de acordo com as recomendações de controle de qualidade no radiodiagnóstico.

Através de medições de luminância, comprovou-se uma resolução mínima não considerável (1,9 MP). Esse monitor pode ser utilizado para laudos médicos de exames de tomografia, radiologia geral, hemodinâmica e ressonância magnética.

Os parâmetros de razão de luminância e razão de contraste para ambos os lados apresentaram valores conforme estabelecido pelos protocolos de controles de qualidade, significando então ser mesmo um monitor primário. O dispositivo estava sob uma iluminação ambiente adequada para que não houvesse comprometimento na visualização da imagem causada pela reflexão especular.

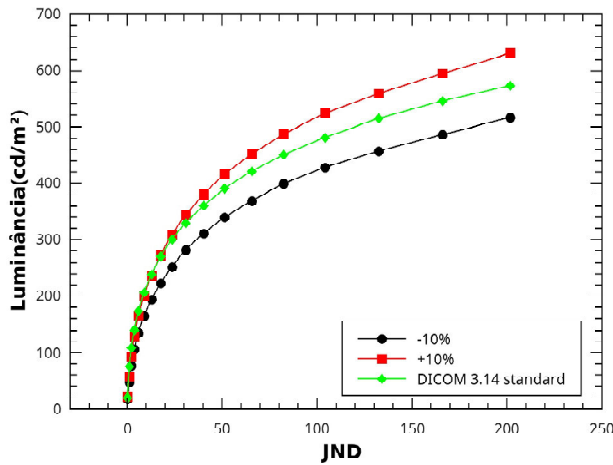


Figura 4.34: Monitor 22 - Esquerdo

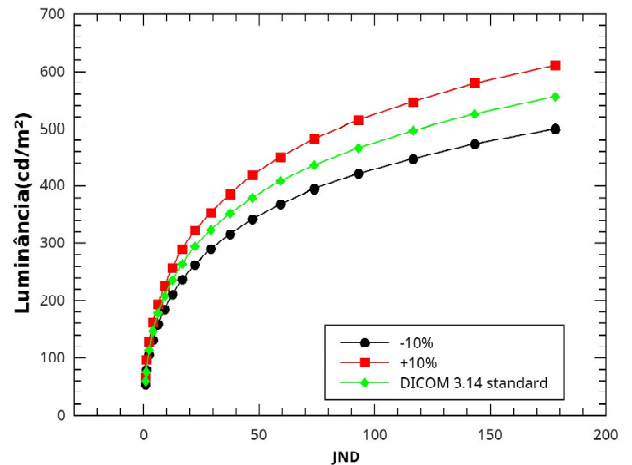
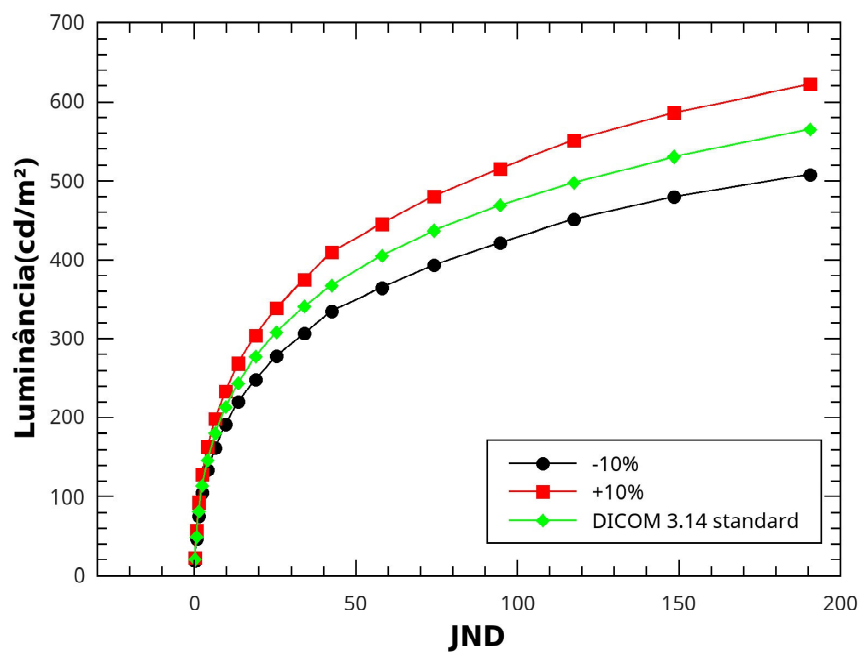


Figura 4.35: Monitor 22 - Direito

A curva característica da figura 4.34 refere-se ao monitor 24, que apresentou um tempo de pouco mais de duas mil horas. Com relação ao padrão GSDF e JND, em apenas três imagens apresentou falha, fazendo com que o monitor não esteja de acordo com o GSDF e JND, mesmo com condição de iluminação ambiente adequada.

Em relação aos parâmetros de razão de luminância e de razão de contraste, esse monitor pode ser classificado como monitor secundário.

Figura 4.36: Curva característica da luminância para o (JND) com brilho de 80% para o monitor 24



As curvas características correspondem aos monitores 25 e 26 (figuras 4.35 e 4.36) de mesma marca, modelos diferentes e com tempo de uso bem distintos (878 e 23755 horas, respectivamente). Em relação ao padrão GSDF que é em termos escalas de tons de cinza, ambos não responderam de acordo e mostraram divergência considerando o tempo de uso. Os limites percentuais de JND foram adequados. Em termos de luminância máxima, razão de luminância e razão de contraste, esses dispositivos apresentaram valores coerentes com os estabelecidos para monitor secundário.

Esses dispositivos estavam em um ambiente com iluminação adequada, em que foi imperceptível a visualização de reflexão de objetos que pudessem comprometer o teste. Essa informação foi comprovada através do teste de reflexão especular, que apresentou um coeficiente pequeno, conforme a tabela 4.4.

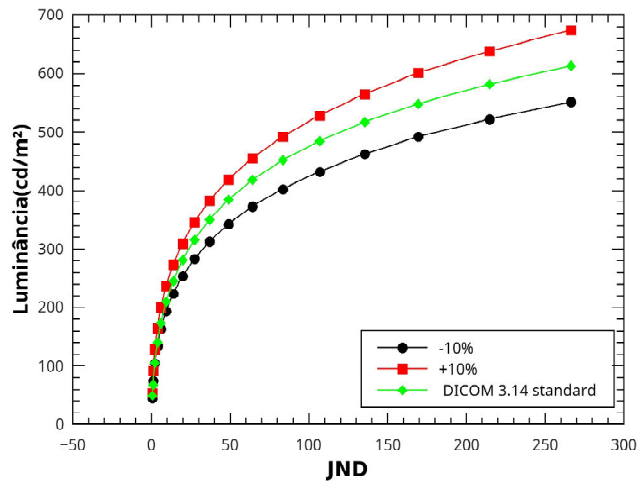


Figura 4.37: Monitor 25

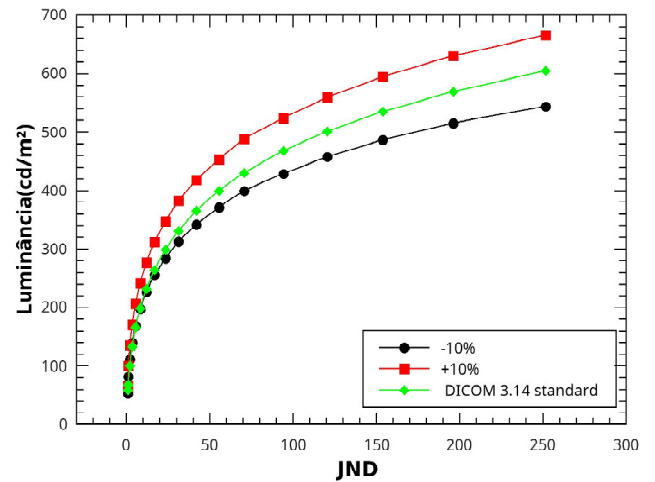
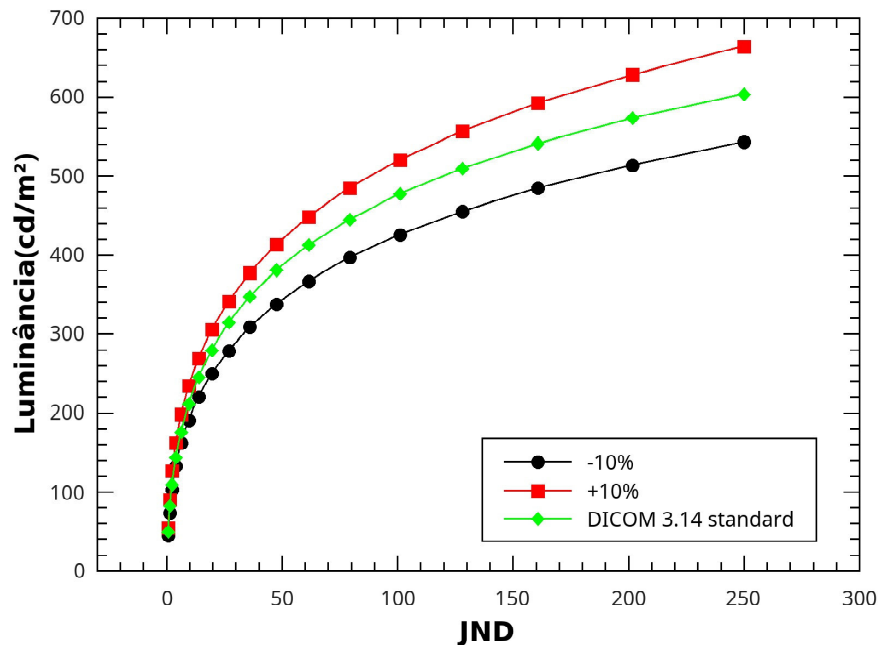


Figura 4.38: Monitor 26

O dispositivo 27 mostrou-se semelhante ao monitor 03, inclusive em relação ao tempo de uso, ou seja, pouco mais de 66.000 horas. Com relação ao padrão GSDF e o JND, a curva característica da figura 4.37 apresentou uma resposta dentro de mais ou menos dez por cento do JND. Ao inserir os valores de luminância no banco de dados, verificou que a razão de luminância e razão de contraste estão dentro do estabelecido pelos protocolos de controle de qualidade. O valor obtido para luminância máxima está em conformidade com os padrões que definem um monitor secundário.

Em termos de tempo de uso verificou - se que através do teste de ruído, esse dispositivo respondeu de acordo com os protocolos de controle de qualidade como monitor secundário e assim, o monitor com mais de sessenta mil horas de uso com base nesse teste, já mostrado anteriormente adequa-se a visualização de imagens médicas. Provavelmente, esse monitor sofreu perda de pixels ao longo da vida útil, considerando-se as mais de 66.000 horas de uso dele.

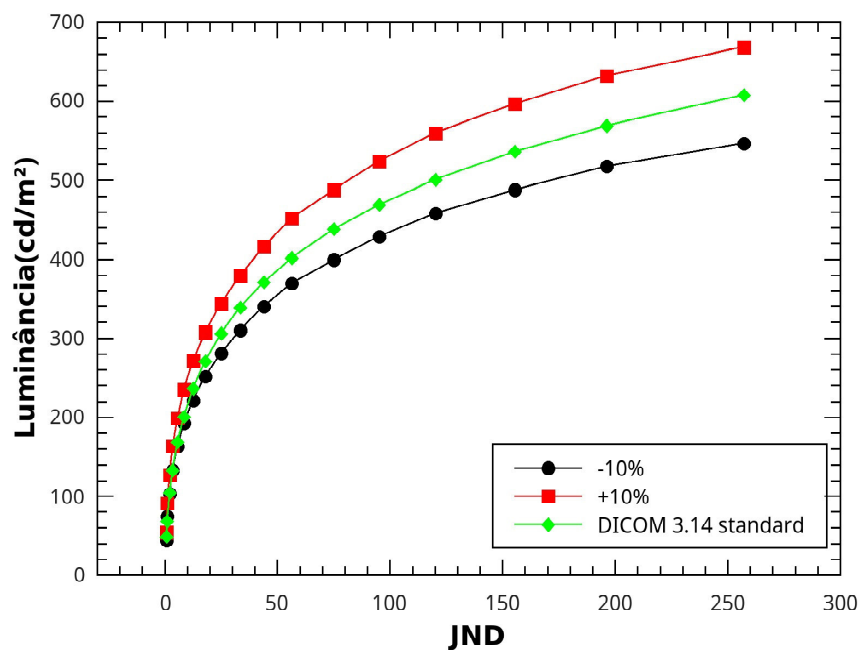
Figura 4.39: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 80% para o monitor 27



A qualidade da imagem do dispositivo de exibição 28, com pouco mais de 5.000 horas de uso, observando a curva característica da figura 4.38, está de acordo com o padrão GSDF e nos limites percentuais de JND. Ao analisar o valor de luminância máxima (257,30  $\text{cd}/\text{m}^2$ ), podemos comprovar sua conformidade para uso do monitor no diagnóstico médico.

Esse dispositivo apresentou parâmetros de razão de luminância e razão de contraste adequados, podendo ser classificado como monitor primário e ser utilizado em exames de tomografia computadorizada, radiologia geral e ressonância magnética, sob condições de iluminação adequada. Considerando a resolução máxima dele, o tempo de uso, certamente favoreceu essa classificação.

Figura 4.40: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 80% para o monitor 28



As curvas características das figuras 4.39 e 4.40 representam as medidas de luminância para os monitores 29 e 31, de mesma marca e modelo, com tempos de uso com diferença de apenas três horas. Esses monitores apresentaram um comportamento idêntico, podendo serem usado para mesma finalidade. Em relação as curvas de luminância, vemos que ambas estão de acordo com o padrão GSDF e dentro de mais ou menos dez por cento no seu comportamento proporcional do JND. Analisando os resultados obtidos para luminância máxima, vemos que para esses monitores com pouco tempo de uso, os valores dessa grandeza correspondem a monitores primários.

Os parâmetros de razão de luminância e de razão de contraste apresentaram resultados que consolidam a informação do monitor ser primário, estando de acordo com os protocolos de controle de qualidade. Esses dispositivos encontravam-se em um ambiente de baixa iluminância, ou seja, sem reflexão especular que causasse comprometimento na visualização da imagem teste. Esses dois monitores, com o menor tempo de uso entre os demais e com uma resolução equivalente a dois megapixels, estão adequados para o diagnóstico médico. Na instituição avaliada, esses dispositivos são utilizados para tomografia computadorizada e radiologia geral.

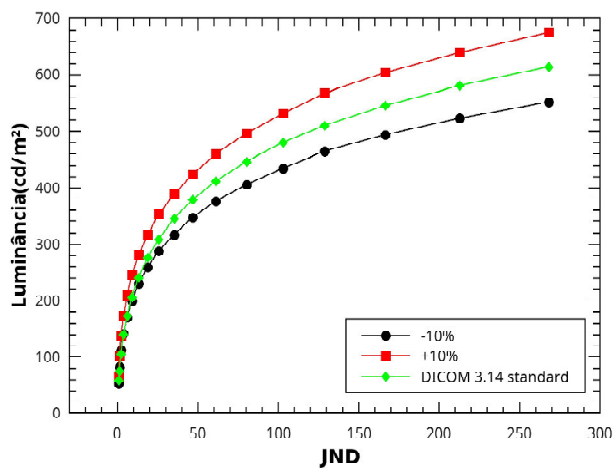


Figura 4.41: Monitor 29

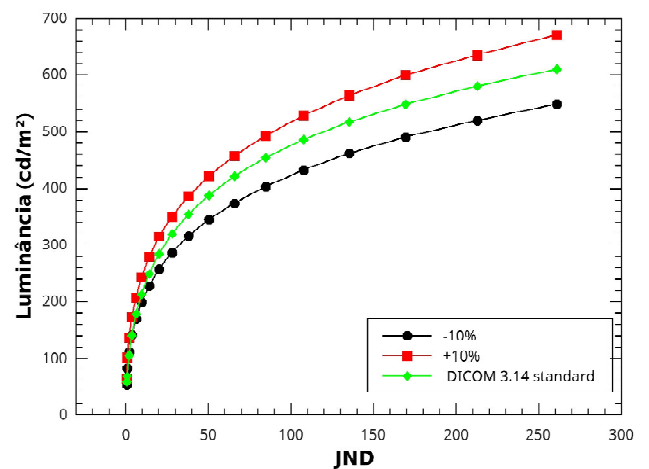


Figura 4.42: Monitor 31

Os testes de controle de qualidade dos dispositivos 30 e 34 em comparação com os monitores avaliados anteriormente, de mesma marca e modelo (29 e 31). O monitor 34 tem aproximadamente o dobro de horas de uso do monitor 30.

Pelo comportamento das curvas características nas figuras 4.41 e 4.42, foi imperceptível uma diferença na curva GSDF nos valores medidos de luminância, significando que estão de acordo com os limites percentuais de JND. Ao avaliar os parâmetros de razão de luminância, razão de contraste e luminância máxima de ambos os monitores, comprovou-se que estão em conformidade com os limiares estabelecidos pelos protocolos para que eles sejam classificados como primários.

Esses resultados se assemelham aos observados para os monitores 29 e 31, com mesma resolução máxima. Esses dispositivos são usados para laudos de ressonância magnética, radiologia geral, hemodinâmica, em condições de iluminação ambiente adequadas, conforme as recomendações de controle de qualidade.

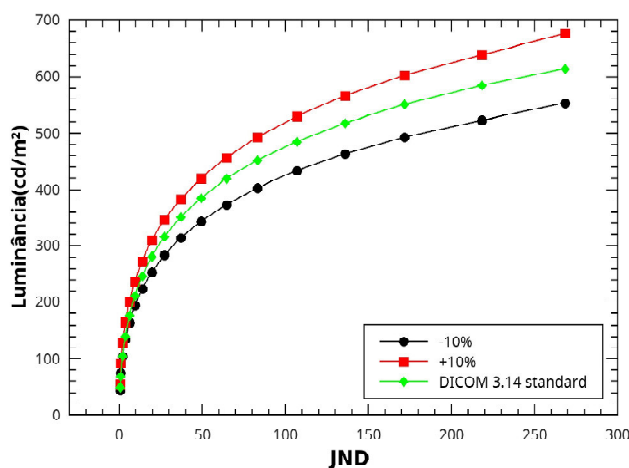


Figura 4.43: Monitor 30

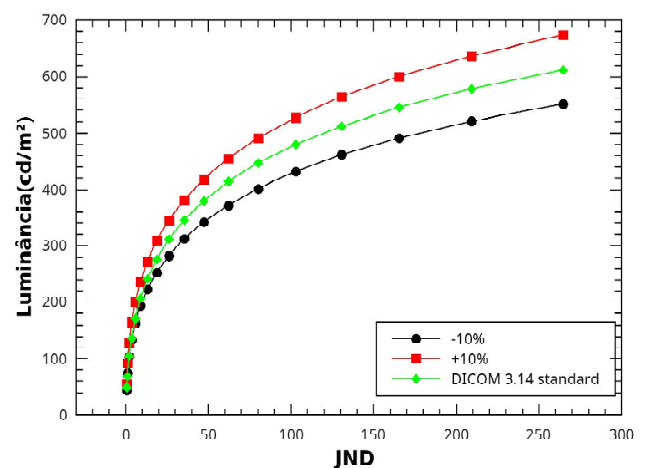


Figura 4.44: Monitor 34

As curvas características das figuras 4.43, 4.44, 4.45 e 4.46 referem-se aos monitores 32 e 33 que têm a mesma marca e modelo. Esses monitores são divididos em monitor direito e esquerdo. Eles têm um tempo de uso equivalente a mais de cinquenta mil horas. Os valores de GSDF nos diferentes níveis de cinza não estão de acordo com os limites percentuais de JND, reforçando a informação de que o tempo de uso influencia na medida de luminância máxima. Esses monitores são classificados como secundários.

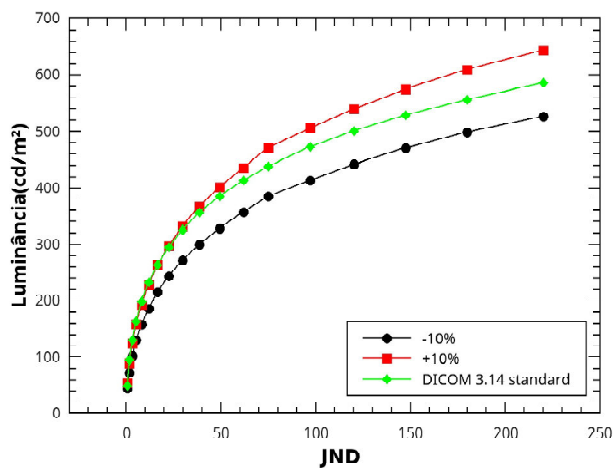


Figura 4.45: Monitor 32 - Esquerdo

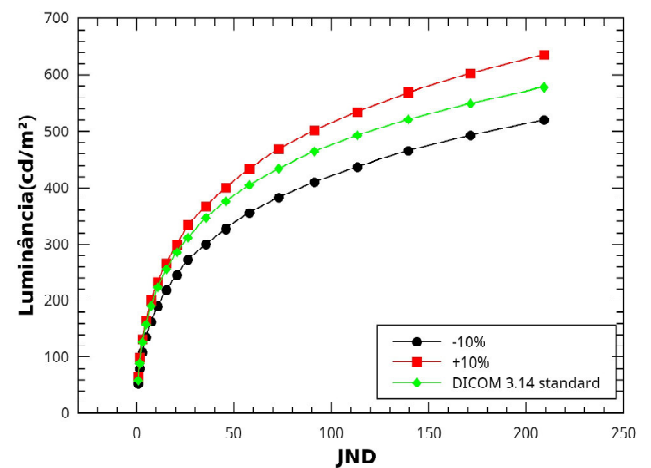


Figura 4.46: Monitor 32 - Direito

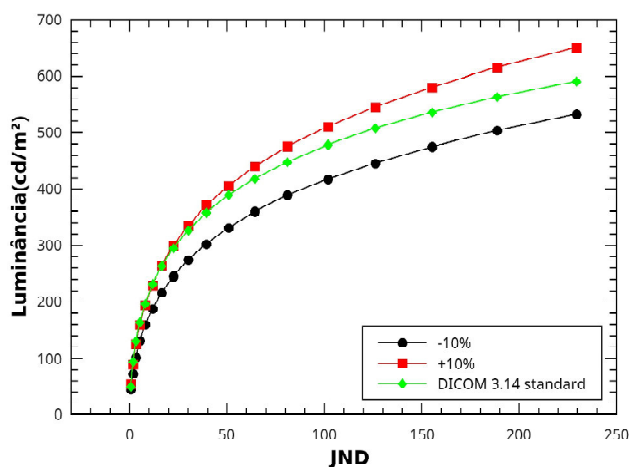


Figura 4.47: Monitor 33 - Esquerdo

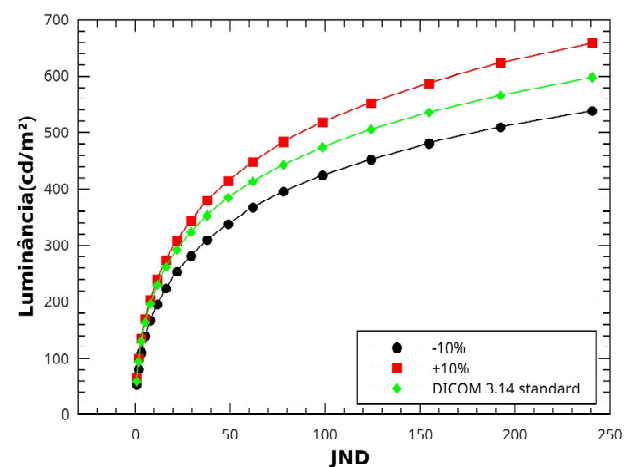


Figura 4.48: Monitor 33 - Direito



As curvas características nas figuras 4.47 e 4.48 são de dispositivos com marca e modelos iguais, e mesma resolução máxima. O tempo de uso do monitor 35 (680 horas) é equivalente ao dobro do tempo de uso do monitor 36 (331 horas). Esses dispositivos com um pouco tempo de uso responderam com qualidade qaunto ao valores de GSDF e estão de acordo com o JND, informação relevante para ser classificado como monitor adequado para o diagnóstico médico. Ao serem analisados os valores de luminância máxima que são diferentes para ambos os dispositivos comprovou-se que estão de acordo com os limites estabelecidos pelos protocolos de controle de qualidade, sendo classificados como monitores primários.

Ao avaliar as condições de iluminação adequada no ambiente, foi possível verificar a sua concordância com as recomendações, por não haver comprometimento da visualização da imagem que prejudique o laudo médico. Os parâmetros de razão de luminância e de razão de contraste responderam dentro do esperado confirmando a classificação dos dispositivos, sendo usados em tomografia computadorizada, hemodinâmica e ressonância magnética.

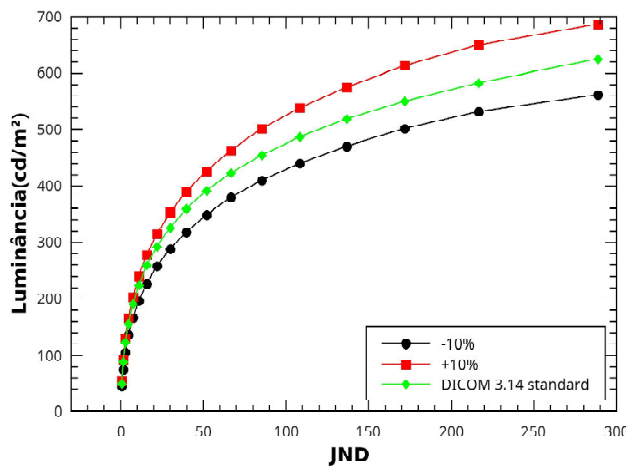


Figura 4.49: Monitor 35

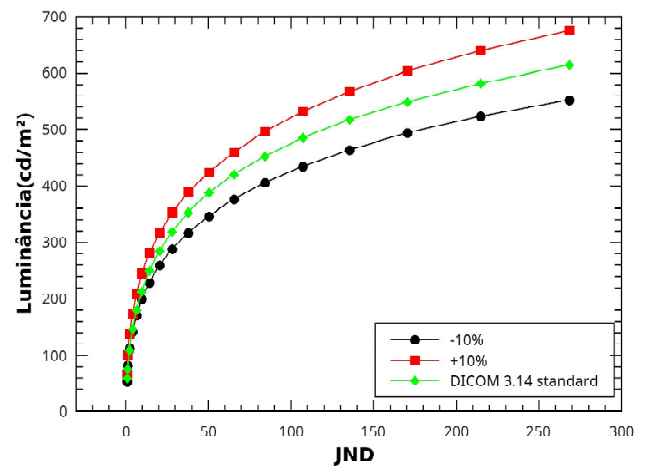


Figura 4.50: Monitor 36

Analogamente, os dispositivos de exibição 37 e 38 possuem marcas e modelos iguais, mesma resolução e tempos de uso aproximadamente iguais, com uma diferença de dezenove horas. Suas curvas características, apresentadas nas figuras 4.49 e 4.50 são também semelhantes. Esses dispositivos apresentaram eficiência aos valores de GSDF e estão em conformidade com os limites percentuais de JND, sendo classificados como monitores primários, estando adequados ao diagnóstico médico.

Com relação a avaliação das condições de iluminação ambiente verificou-se que estavam também de acordo com as recomendações de agências reguladoras de controle de qualidade o que resulta em um coeficiente mínimo de reflexão especular, evitando erros no laudo médico. A razão de luminância e razão de contraste responderam com segurança que os dispositivos são primários, sendo adequados para exames de radiologia geral, hemodinâmica e ressonância magnética.

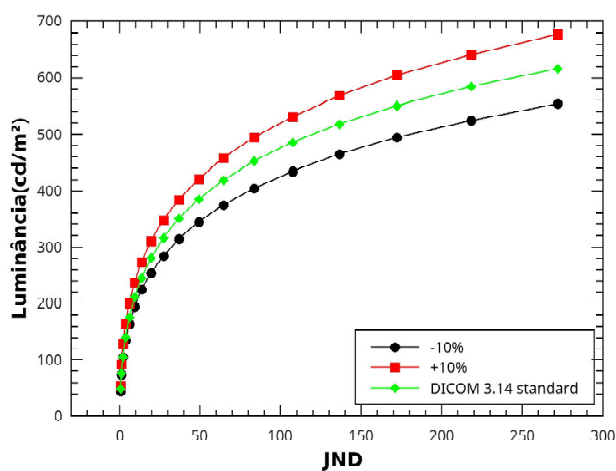


Figura 4.51: Monitor 37

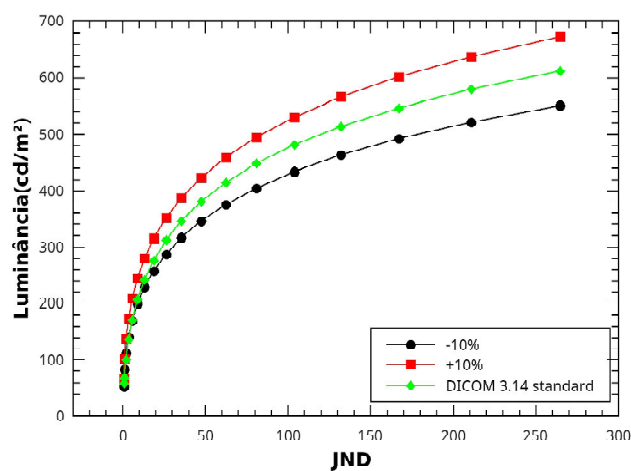


Figura 4.52: Monitor 38

Para o teste de resposta de luminância e contraste buscou-se desenvolver um método alternativo para obtenção de valores de luminância, com medições que envolvem grandezas elétricas, como corrente elétrica, potência fotônica, diferença de potencial e grandezas fotométricas como iluminância e luminância. A tabela 4.7 apresenta os valores obtidos com esse método, que empregou, basicamente, um eletrômetro e um LED, com o objetivo de medir a luminância. O testes foi realizado em único dispositivo, objetivando classificá-lo por esse método como primário ou secundário.

Tabela 4.7: Monitor Samsung B2230 - 2,07 MP, Brilho: 100%, Temp. Amb.: 23,9°C

Imagem -	Corrente no Fotodetector (nA)	Tensão (V)	Corrente no Luxímetro (mA)	Iluminância (lux)	Luminância (cd/m <sup>2</sup> )
01	6.0101	1,75	0,60	0,20	1,30
02	6.229	1,75	0,65	0,22	1,43
03	7.350	1,75	0,70	0,24	1,56
04	10.737	1,75	0,80	0,32	2,08
05	17.621	1,77	1,10	0,50	3,25
06	28.264	1,79	1,40	0,70	4,55
07	43.599	1,80	1,90	1,10	7,15
08	62.415	1,81	2,40	1,68	10,92
09	86.805	1,83	2,80	2,16	14,04
10	116.799	1,85	3,40	2,92	18,98
11	149.557	1,86	4,00	3,64	23,66
12	189.234	1,83	4,60	4,48	29,12
13	230.98	1,87	5,20	5,04	32,76
14	273.364	1,88	5,80	6,08	39,53
15	319.327	1,89	6,60	7,28	47,33
16	366.284	1,92	7,20	8,16	53,05
17	409.058	1,93	7,80	8,88	57,73
18	410.724	1,93	8,00	9,04	58,73

Figura 4.53: Curva característica da luminância para o JND com brilho de 100% para o monitor Samsung B2230

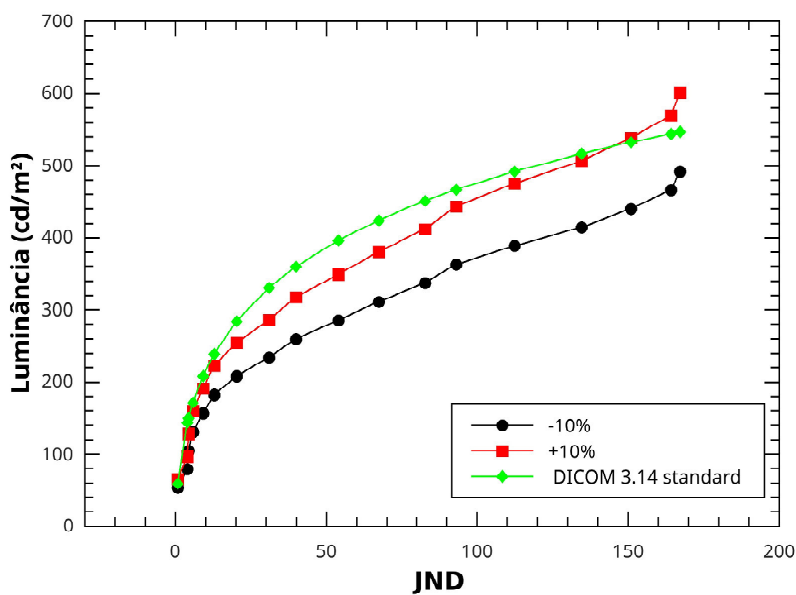
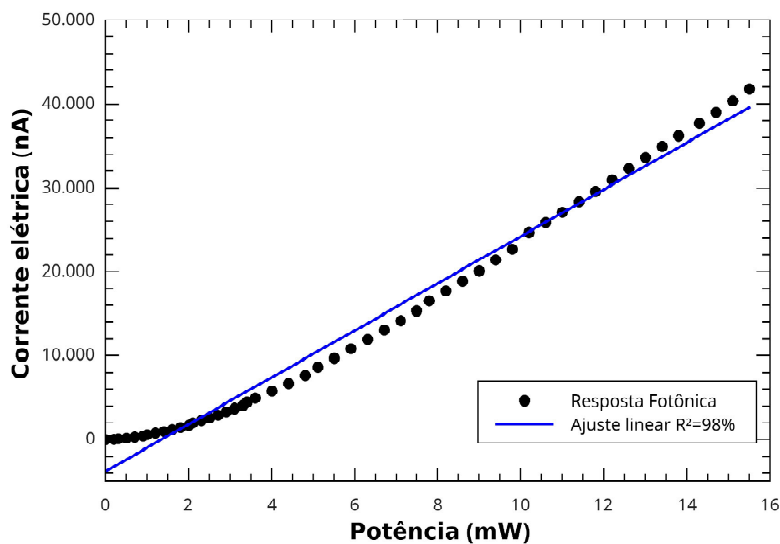


Figura 4.54: Curva da resposta fotônica da potência versus corrente elétrica para o monitor Samsung B2230



Nas medidas relacionadas com a curva característica da figura 4.51 estão implícitas as grandezas elétricas, como voltagem (V), corrente elétrica (I) e o ângulo sólido obtido na seção 3.2. Com o método alternativo, consideramos medidas de luz correlacionadas com de corrente elétrica. Esse método alternativo para o teste de resposta de luminância e contraste teve o objetivo de avaliar e classificar o dispositivo de exibição como primário ou secundário.

Pelo comportamento gráfico da corrente elétrica versus potência elétrica (figura 4.52), detectou - se que a potência fotônica inicial apresentou um comportamento que não varia linearmente, fazendo com que essa resposta fotônica do LED utilizado nessa alternativa de medição seja uma curva não-linear, mas com um comportamento que leva a percepção de que a voltagem não varia em grande quantidade. O LED utilizado nesse teste tem cor amarela na parte externa, mas emite luz de cor alaranjada, cujo comprimento de onda é constante e da ordem de 590 nm.

A temperatura manteve - se constante durante a realização das medições mostrando total controle nas condições do ambiente. Uma característica particular no final de todo procedimento mostrou os valores de luminância com um resultado comprovativo de que a curva do sensor é linear mas, o valor da corrente em uma mesma fonte de luz (monitor avaliado) depende de quanto o transistor recebe. Nesse caso, o transistor é representado pelas imagens padrão teste TG18 que foram utilizadas para obtenção dos valores de luminância.

As medições foram realizadas na ausência de iluminação ambiente, com pouca variação de temperatura e com corrente elétrica correspondendo a 1 nA, sendo essa a corrente de fuga do componente eletrônico utilizado.

Ao analisar a curva da figura 4.51 obtida com valores de luminância, comprovou-se um desvio relativo discordante da curva característica GSDF, que está fora dos limites percentuais do JND, em desacordo com os protocolos de controle de qualidade. Os valores de baixa corrente medidos nas imagens teste resultaram em um valor de luminância também baixa. Comparando a luminância máxima desse monitor com as recomendações de controle de qualidade para dispositivos de exibição, foi possível classifica - lo o monitor como secundário. Esse dispositivo (Samsung S20 B300) foi o único que não foi analisado

quanto ao tempo de uso.

## 4.7 Uniformidade de Luminância

O controle de qualidade nos dispositivos de exibição para o diagnóstico com análise temporal necessitou de mais um requisito de avaliação, que foi o teste de uniformidade de luminância. De maneira geral, para todos os dispositivos, os valores de luminância nas quatro bordas e centro das imagens teste apresentaram os percentuais previstos para luminância máxima. Foi possível verificar uma variação de intensidade luminosa na tela para um mesmo tom de cinza para essas duas imagens padrões teste (figura 2.19) nas quatro bordas e no centro dessas.

Quanto aos valores de luminância nas regiões das imagens padrões teste, independentemente da marca, resolução, tempo de uso dos dispositivos de imagem, os resultados apresentaram uma variação deles no centro da imagem com relação às bordas, que não ultrapassou 30%, significando então que monitores com tempo de uso grande, como no caso dos monitores 03, 27, 32 e 33, não apresentaram desacordo com os protocolos de controle de qualidade. Assim, por este teste, todos são classificados como primários, exceto 03, 27, 32 e 33 por apresentarem pequenos valores de luminância em relação aos demais.

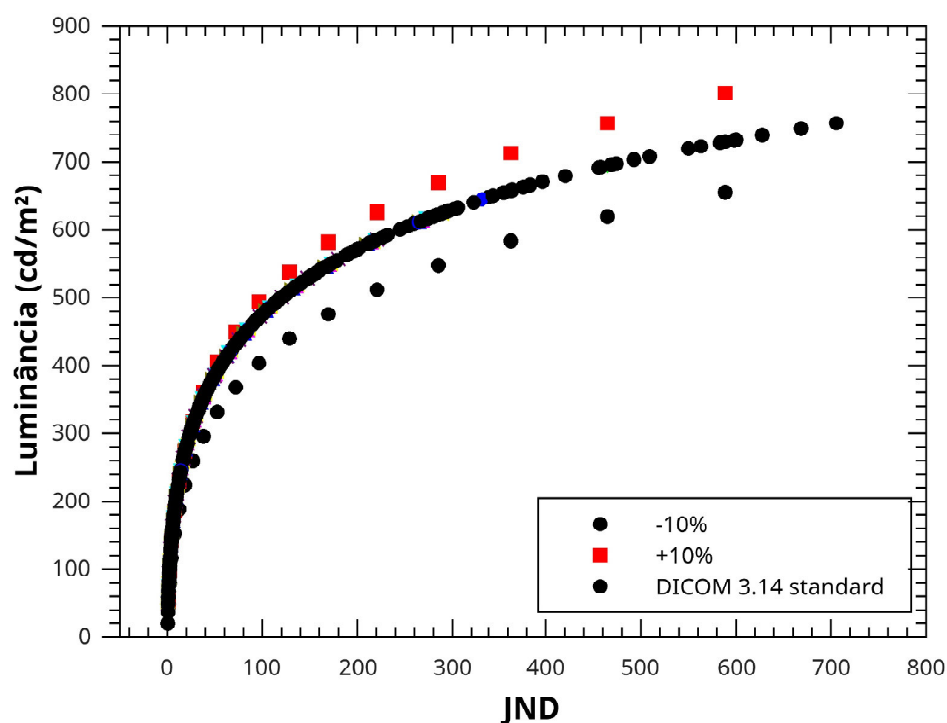
## 4.8 Avaliação Geral dos Monitores no Diagnóstico

A curva característica da figura 4.53 representa a curva GSDF com relação a todos os dispositivos de exibição da marca BARCO avaliados, com os desvios de mais ou menos dez por cento correspondentes ao monitor de 5 MP, ou seja, em relação ao monitor 18 esquerdo. A percepção gráfica da figura 4.53 com base nas medições de luminância obtidas no teste de resposta de luminância e contraste apresentou um comportamento unívoco, tendo o monitor com maior resolução como referência principal.

O comportamento da curva característica apresenta uma significância, levando-se em consideração que os monitores com resolução menor do que o monitor referência (5 MP) podem ser utilizados para laudos médicos com exames de radiologia geral, hemodinâmica,

tomografia computadorizada e ressonância magnética, com exceção de mamografia. Isso devido a superposição de todas as curvas GSDF, e dentro dos limites de mais ou menos 10% do JND. Em discussões anteriores, apenas os monitores com maior tempo, mais de cinquenta mil horas, devem ser usados apenas para visualização de imagens médicas com base nos protocolos de controle de qualidade no radiodiagnóstico com ênfase aos monitores de laudo.

Figura 4.55: Curva característica da luminância para JND em brilho de 80% para todos os dispositivos avaliados



As curvas características apresentadas nas figuras para as marcas BARCO (figura 4.54) e EIZO (figura 4.55), demonstraram certa distinção com relação à superposição das curvas na figura 4.53 para os monitores de marcas, séries e modelos diferentes. Todavia para a marca BARCO, que é a do monitor com maior resolução, a curva apresenta mais uma vez um comportamento único com relação a todos os outros com menor resolução, podendo ser classificados como primários ou secundários, a depender de parâmetros como luminância máxima e dos limites do JND.

Para os monitores da marca EIZO, destacamos os monitores utilizados para laudos de mamografia, no caso os monitores 14 e 15. De acordo com o monitor 22, com um tempo de uso maior que os monitores 14 e 15, apresentou um comportamento idêntico a esses, sendo assim, monitores primários. Dessa forma, os dispositivos com os melhores parâmetros para diagnóstico médico são os da marca BARCO, conforme resultados apresentados neste trabalho.

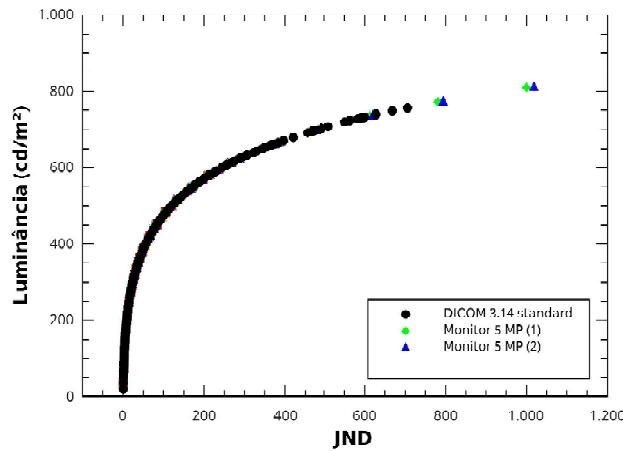


Figura 4.56: Monitores BARCO

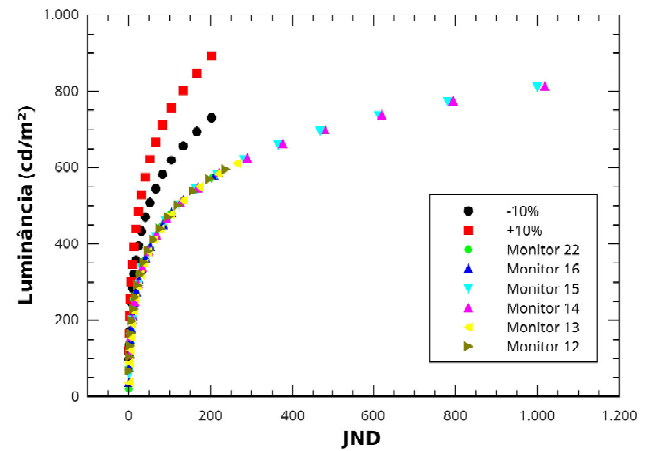


Figura 4.57: Monitores EIZO

Os parâmetros de razão de luminância, luminância máxima e avaliações qualitativas permitiram classificar os dispositivos de exibição como primários ou secundários. As tabelas 4.8 e 4.9 apresentam a classificação geral dos dispositivos utilizados no diagnóstico médico de acordo com os limites estabelecidos pelos protocolos de controle de qualidade. Essa classificação foi realizada com base em todos os resultados obtidos por meio dos testes de controle de qualidade realizados durante esse trabalho, o que permitiu considerar que o tempo de uso dos dispositivos influencia na qualidade de exibição das imagens radiológicas.



Tabela 4.8: Classificação Geral dos Monitores

Monitor	Classificação	Monitor	Classificação
01	Primário	11	Primário
02	Primário	12	Primário
03	Secundário	13	Primário
04	Primário	14	Primário
05	Primário	15	Primário
06	Primário	16	Primário
07	Primário	17	Secundário
08	Primário	18	Primário
09	Primário	19	Primário
10	Primário	20	Primário

Tabela 4.9: Classificação Geral dos Monitores

Monitor	Classificação	Monitor	Classificação
21	Primário	31	Primário
22	Primário	32	Secundário
23	Primário	33	Secundário
24	Secundário	34	Primário
25	Secundário	35	Primário
26	Secundário	36	Primário
27	Secundário	37	Primário
28	Primário	38	Primário
29	Primário	01A	Secundário
30	Primário	02A	Secundário

# Capítulo 5

## Considerações Finais

Nesta dissertação, foram analisados qualitativamente e quantitativamente dispositivos de exibição utilizados para laudos no radiodiagnóstico, utilizando-se grandezas fotométricas e, alternativamente, grandezas elétricas. A avaliação desses monitores, baseada nos protocolos de controle de qualidade espanhol, europeu e pela AAPM possibilitaram classificar os monitores como adequados ao diagnóstico médico (primários) ou apenas para visualização de imagens médicas (secundários).

A variabilidade de marcas de fabricação, números de séries distintos, resolução máxima e tempo de uso dos dispositivos resultaram em diferenças entre seus parâmetros de qualidade de imagem, inclusive quanto ao tempo de uso do monitor, como foi mostrado nos resultados obtidos e discussões realizadas.

Foram realizados os testes de controle de qualidade através de equipamentos alternativos, utilizando grandezas elétricas, comprovando então que tal dispositivo de exibição não estava adequado ao radiodiagnóstico justificando através de um medidor de luminância sendo então, o fotômetro.

A alternativa empregada para medições com um luxímetro digital calibrado e seu valor de ângulo sólido já calculado para conversão de unidade de iluminância em luminância, mostrou-se possível para constatar se na ausência do fotômetro, os dispositivos atendiam às recomendações de controle de qualidade. Ficou comprovado que os métodos alternativos são úteis na medida da indisponibilidade do equipamento devido ao alto

custo.

Os cálculos quantitativos de coeficientes de reflexão difusa e especular auxiliaram no entendimento do quanto estruturas formadas por fontes luminosa externas prejudicam na visualização de imagens médicas, comprometendo o diagnóstico médico. Foi possível constatar a importância de grandezas como luminância ambiente, tempo de uso do monitor e iluminância ambiente sobre o dispositivo. Os resultados qualitativos envolvendo os testes de resolução, ruído e reflexão interna asseguraram classificar os monitores como primários e adequados para o diagnóstico médico, com exceção dos de maior tempo de uso. Esta análise do tempo de uso do monitor foi importante, pois constatou-se uma determinada faixa de tempo de uso, os monitores apresentaram condições de exibição de imagens que os classificou como secundários, com base em requisitos de controle de qualidade.

Em relação ao teste de resposta de luminância e contraste, de maneira geral, os dispositivos avaliados estão de acordo com o recomendado pelo controle de qualidade, considerando - se valores como luminância máxima e razão de luminância. Esses parâmetros estão relacionados com a qualidade perceptível da imagem que foram analisadas em cada monitor. Nesse caso, o tempo de uso, aparentemente, não influenciou, mostrando que é necessária uma análise mais global sobre a influência do tempo de uso do monitor com relação aos parâmetros avaliados.

As curvas características GSDF de cada dispositivo, considerando o tempo de uso, permitiram verificar se os monitores estavam de acordo com o JND, no limite de mais ou menos dez por cento. Assim, monitores de pequenas e grandes resoluções, entre 2 e 5MP, podem ser classificados como monitores primários, a depender da avaliação.

Os resultados experimentais com grandezas elétricas, convertidas em grandezas fotométricas, foram essenciais para comprovar que monitores comuns não devem ser usados para o diagnóstico médico, e sim apenas para visualização de imagens médicas.

Outro método alternativo foi com uso do luxímetro, com seu devido fator de calibração e ângulo sólido pré-estabelecido, que permitiu, a partir dos valores de luminância, concluir que monitores de 2 MP podem ser utilizados para o diagnóstico médico, deixando um pouco de lado a obrigatoriedade de usar monitores com resolução maior, mas devendo

ser feito um acompanhamento do dispositivo por um profissional qualificado. Uma análise criteriosa com relação ao tempo de uso deve ser feita sempre que o monitor de 2MP for empregado para laudo de mamografia, pois exige-se, conforme a legislação vigente, que para tal uso o monitor deve ter 3MP, no mínimo.

Na aquisição de dispositivos de exibição, sempre deve ser levado em conta algumas considerações importantes, incluindo propriedades intrínsecas como marca de fabricação, modelo, LUT e luminância máxima. Durante a avaliação dos monitores, foi possível verificar apenas que as marcas BARCO, EIZO e SAMSUNG, são boas opções para diagnóstico e visualização de imagens médicas. Entretanto, dentre as marcas avaliadas, os monitores da marca BARCO apresentaram uma melhor eficiência quanto aos parâmetros que permitem classificar os monitores como primários e secundários levando em consideração o tempo de uso do monitor e a resolução.

# Capítulo 6

## Perspectivas Futuras

Com base nos resultados e discussões deste trabalho, pode-se propor:

- Aprimorar os métodos alternativos para obtenção de valores de luminância;
- Contruir um design de sala de laudo com base nos coeficiente de reflexão difusa e especular levando em conta a posição dos dispositivos de exibição na sala;
- Realizar um acompanhamento global do tempo de uso dos dispositivos de exibição para melhor classificação em primário ou secundário;
- Incrementar como proposta nos programas de controle de qualidade o tempo de uso dos dispositivos para avaliação por meio dos testes de controle de qualidade.

# Referências Bibliográficas

- [1] PINTO, M.; PEDRO, M.; SANTOS, A. ; SARAIVA, A. Controle de qualidade de monitores de diagnóstico por imagem e iluminância nos espaços de pós-processamento em serviços de imagiologia. Radiologia Brasileira, v.45, nº1. p 29-34, (2012).
- [2] RIBEIRO. L. D.; FURQUIM, T. A. C.; COSTA. P. R. Garantia de qualidade em radiologia diagnóstica .Revista Brasileira de Física Médica - RBFM, v.3, nº1. p 91-99, (2009).
- [3] CANDEIRO, G. T. M.; BRINGEL, A. S. F. ; VALE, I. S. Digital Radiology: A Literature Review Revista Odontológica de Araçatuba v.30, nº02, p.38-44, (2009).
- [4] WATANABE, P. C .A.; TANAKA, E. E.; FENYO PEREIRA, M.; PANELLA, J. Estado atual da arte da imagem digital em odontologia, Revista da Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas v.53, p.320-325, (1999).
- [5] BUSHONG, S. C. Ciência Radiológica para Tecnólogos: física, biologia e proteção. 9 ed. Rio de Janeiro, Elsevier, (2010).
- [6] TILLY JÚNIOR, J. G. Física Radiológica, 1 ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, (2010).
- [7] CHRISTENSEN G. J. Why switch to digital radiography?, J Am Dent Assoc., vol. 135(10): 1437-9, (2004).
- [8] HAITER, F. N.; OLIVEIRA, A.E.; TUJI, F.M.; ROCHA, A.S. Estágio atual da radiografia digital, Rev ABRO v. 1(3), p.1-6, (2000).

- [9] VERSTEEG, C.H.; SANDERINK, G.C.; VAN GINKEL F.C.; VAN DER STELT, P.F. An evaluation of periapical radiography with a charge-coupled device., *Dentomaxillofac Radiol*, v. 27(2), p.97-101, (1998).
- [10] WENZEL, A. Digital radiography and caries diagnosis, *Dentomaxillofac Radiol*, v. 27(1), p.3-11, (1998).
- [11] WHAITES, E. Princípios da radiologia odontológica., 3ª. ed. Porto Alegre: Artmed,, p.215-20, (2003).
- [12] BRENNAN P. C.; MCDONNELL, S.; LEARY, D. O. Increasing film-focus distance (ffd) reduces radiation dose for x-ray examinations, Ireland: UCD School of Diagnostic Imaging, (2003).
- [13] CEC. Commission of European Communities. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. EUR16260, (1996).
- [14] GOLDMAN, L; BEECH, W. E. Analysis of Retakes: Understanding, Managing and Using ans Analysis of Ratakes Program for Quality Assurance HEW Publication FDA 79-8097, Estados Unidos da América., (1979).
- [15] CEDERBERG,R.A; FREDERIKSEN,N.L; BENSO,B.W; SHULMAN,J.D. Effect of diferent background lighting conditions on a diagnostic performance of digital and film images. *Dentomaxillofac radiol*, v. 27(5), p.293-297, (1998).
- [16] GONZALEZ, R.C.; WOODS, R.E. Digital Image Processing., 3ª. ed. Addison-Wesley, (1995).
- [17] ESCARPINATI, M.C. Investigação de formatos e compressão de imagens digitais para processamento de imagens mamográficas de mamas densas [tese] São Carlos: Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, (2002).
- [18] MARQUES, F.O.; VIEIRA, H.N. Processamento Digital de Imagens. 1a Ed. Rio de Janeiro: Brasport, (1999).

- [19] PIRES, R.P. Software gerenciador de base de dados e imagens radiográficas e imagens radiológicas para avaliação de monitores [tese]. São Paulo, (2007).
- [20] CARITÁ, E.C.; MATOS, A. L. M.; MARQUES, P.M.A. Ferramentas para Visualização de Imagens Médicas em um Hospital Universitário. *Radiologia Brasileira*, v. 37(6), p. 437-440, (2004).
- [21] HORII S.C. Primer on computers and information technology. Part four. A nontechnical introduction to DICOM. *RadioGraphics*, v. 17, p. 1297-1309. (1997).
- [22] BUSHBERG, J. T. et al. The essential physics of medical imaging. Philadelphia, (2002).
- [23] GRAHAM, R. N. J.; PERRISS, R.W.; SCARSBROOK, A. F. DICOM demystified: A review of digital file formats and their use in radiological practice. *Cin. Radiol. Oxford*, v.60, n°11, p. 1133-1140, 2005.
- [24] RIBEIRO. L. D.; FURQUIM, T. A. C. Estudo do desempenho de monitores LCD em radiologia com imagem digital. *Revista Brasileira de Física Médica - RBFM*, v4, n°2, p 27-30, (2010).
- [25] JUCHNESKI, N. C. F. Monitores de LCD: Caracterização dos materiais e processamento mecânico das placas de circuito impresso [dissertação] Programa de Pós - Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais. UFRGS, (2013).
- [26] NORWECK, J.T.; SEIBERT, J.A.; ANDRIOLE, K.P. et al. ACR-AAMP-SIIM technical standard for electronic practice of medical imaging. *Journal Digit Imaging.*, v.26, p.38-52, (2013).
- [27] MURUGAN, R., V.; BHARAT, S., DESHPANDE, A., P.; VARUGHESE, S.; HARIDOSS, P. Milling and separation of the multi-component printed circuit board materials and the analysis of elutriation based on a single particle model. In: *Powder Technology*, p.169-176 (2008).



- [28] VEIT, H. M. Emprego do processamento mecânico na reciclagem de sucata de placas de circuito impresso [dissertação]. Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais. UFRGS, (2001).
- [29] NEMA, PS.3.14-2006 Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM Part14: Grayscale Standard Display Function). National Electrical Manufacturers Association, (2006).
- [30] FETTERLY, K. A.; BLUME, H. R.; FLYNN, M. J.; SAMEI, E. Introduction to Grayscale Calibration and Related Aspects of Medical Imaging Grade Liquid Crystal Displays. *Journal of Digital Imaging*, v21. n°2.p 193-207 (2008).
- [31] AAPM - AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. (Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems).Report 03, (2005).
- [32] BARTEN P. Physical model for the contrast sensitivity of the human eye. *PIE Human Vision, Visual Processing and Digital Display III*. Proc. SPIE. 1666, p.57-72, (1992)
- [33] BARTEN P. Spatio-temporal model for the contrast sensitivity of the human eye and its temporal aspects.*Human Vision, Visual Processing and Digital Display IV*. Proc. SPIE. 1913, p.2-14, (1993)
- [34] SAMEI E. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: technological and psychophysical considerations for digital mammographic displays. *RadioGraphics*, v.25, p.491-501, (2005).
- [35] KRUPINSKI, E. A ; FLYNN, M. J. Displays. *American College of Radiology - ACR*, (2013).
- [36] LIU, A.; LIN, W.; PAUL, M.; DENG, C.; ZHANG, F. Just Noticeable Difference for Images with Decomposition Model for Separating Edge and Textured Regions, *Iee Transactions on Circuits and Systems for Video Technology*, vol. 20, n°. 11, p.1-5, (2010).

- [37] The Royal College of Radiologists, Picture archiving and communication systems (PACS) and quality assurance, disponível em: [http://www.rcr.ac.uk/docs/radiology/pdf/IT\\_guidance\\_QAApr08.pdf](http://www.rcr.ac.uk/docs/radiology/pdf/IT_guidance_QAApr08.pdf), (2008).
- [38] THOMPSON, D.P.; KOLLER, C.J.; EATOUGH, J.P. Practical assessment of the display performance of radiology workstations. Br J Radiol. v.80, pag.256-260, (2007)
- [39] HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J.; Fundamentos de Física: Eletromagnetismo. 8ª ed v.3, Rio de janeiro: LTC, (2009).
- [40] ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnica. Iluminação de interiores. NBR 5413, (1992).
- [41] BASQUES, J. C. Fotometria e Padronização. Labtest, (2010).
- [42] BOREMAN, G. D. Fundamentos de electro-óptica para ingenieros. SPIE Press, (1999).
- [43] COSTA, G. J. C. Iluminação econômica: cálculo e avaliação. 4. ed. Porto Alegre, EDIPUCRS, (2006).
- [44] IESNA, The IESNA Lighting Handbook: Reference e Application, 9. ed. Nova Iorque:IESNA, (2000).
- [45] INMETRO. SI Sistema Internacional de Unidades. 8. ed. Rio de Janeiro, p.114 (2007).
- [46] GRIFFITHS, D. J. Introduction to Electrodynamics, (Pearson Education, Dorling Kindersley.) 3ª.ed, (2007).
- [47] MOORE, F. Concepts and practice of architectural day lighting. Van Nostrand Reinhold Company, New York, (1991)

- 
- [48] DUARTE, C. R. ; MEDEIROS, G. S. ; SILVA, A. M. M. Desempenho de Monitores de Visualização de Imagens Radiológicas por meio de Testes Físicos e Anatômicos, IX Salão de Iniciação Científica -PUCRS, (2008).
- [49] PROTOCOLO ESPANHOL DE CONTROLE DE QUALIDADE NO RADIODIAGNÓSTICO: Protocolo Español de control de calidad em Radiodiagnóstico. Revisión 2011, Senda Editorial: S.A, (2012).
- [50] HANGIANDREOU, N. J.; FETTERLY, K. A.; BERNATZ, S. N.; CESAR, L. J.; GROTH, D. S.; FELMLEE, J. P. Quantitative evaluation of overall electronic display quality. *Journal Digit Imaging*. v. 11, p.180-186, (1998)
- [51] Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems, R. van Engen, p.55, (2016)
- [52] European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis, 4<sup>a</sup>.ed, p.31, (2013).
- [53] COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA E DIAGNÓSTICO POR IMAGEM, Normas básicas para Inscrição no programa de certificação de qualidade em mamografia. p.2-13, (2015).
- [54] INTERNATIONAL ORGANIZATION for STANDARDIZATION. ISO 8995:2002. Lighting of indoor work places. 2<sup>a</sup> ed. Vienna, Austria, (2002)